

修 士 論 文 の 和 文 要 旨

研究科・専攻	大学院 情報理工学研究科 機械知能システム工学専攻 博士前期課程		
氏 名	黒田 亨太	学籍番号	1632035
論 文 題 目	内視鏡下副鼻腔手術における 眼窩損傷危険性検出システムの開発		
<p>要 旨</p> <p>ヒトの鼻は呼吸を行うための鼻腔と、鼻腔の周りにある空洞部である副鼻腔からなっている。副鼻腔内の粘膜が炎症を起こし、腫れて膿が溜まると副鼻腔炎となる。一般的にこの疾患の外科的処置として、内視鏡下副鼻腔手術（Endoscopic Endonasal Sinus Surgery）が行われる。この手術は、鼻用内視鏡で鼻内から副鼻腔を観察し、粘膜を少しずつ取り除き、各副鼻腔と鼻腔との間に十分な交通をつける方法である。その際、高速回転する刃で病的粘膜を切除し、吸引することができるマイクロデブリッター（以下MDと表記）と呼ばれる器具を用いている。術者はMDを使用する際、眼窩と篩骨洞の間にある眼窩内側壁と呼ばれる仕切りを傷つけないように注意を払っている。通常は、手術の助手が眼球を前方から押し、眼球の動きを鼻内側から内視鏡を用いて確認することにより、MDがどれほど眼窩に近づいているかを判断するが、患者への負荷が大きく、常に監視することは困難である。そこで本研究では、微小な振動を計測可能なPVDF（Poly VinylideneDiFluoride）フィルムを両眼の上に貼付し手術中に眼球に伝わる振動を計測することによって、MDが眼窩内側壁に近づいたことを判断できる可能性を検討している。具体的には以下の項目について検討を行った。</p> <ul style="list-style-type: none"> 計測時の煩雑さを軽減するためのPVDFフィルムの選定と評価 振動振幅変化に着目することによるMD使用時の削除位置推定の可能性 左右眼瞼の振動の位相差比較による、削除位置推定の可能性 <p>その結果、以下の知見が得られた。</p> <ul style="list-style-type: none"> ピエゾポリマーテール部を有するフィルムはこれまでに用いていたフィルムと同等の出力を得ることが可能で、より被験者の瞼に固定し易くなった。 左右の眼瞼に生じる振動波形の振幅の時間変動、位相差などから、MD が眼窩内側壁付近を削除している際に、計測できる特徴的な振動成分が確認できた。特に 160 Hz 帯の振幅変動と 80 Hz の位相変動に着目することで、MD による削除時の危険度推定システムの実現可能と考えられた。 			

平成 29 年度 論文

内視鏡下副鼻腔手術における眼窩損傷 危険性検出システムの開発

電気通信大学 情報理工学部
機械知能システム学専攻 博士前期課程
小池研究室

黒田 亨太

指導教員 小池 卓二 教授

2018 年 2 月 27 日 提出

目次

第 1 章 緒言.....	1
第 2 章 副鼻腔炎と内視鏡下副鼻腔手術および手術器具.....	3
2.1 副鼻腔および副鼻腔炎	3
2.1.1 副鼻腔.....	3
2.1.2 副鼻腔炎.....	3
2.2 内視鏡下副鼻腔手術	3
2.3 手術器具	4
2.3.1 マイクロデブリッター.....	4
2.3.2 吸引管.....	5
2.3.3 鉗子.....	5
2.3.4 ハイドロデブリッター.....	6
2.4 既存のナビゲーションシステム	6
第 3 章 眼球振動計測方法と計測結果の補正.....	12
3.1 眼球振動計測方法.....	12
3.2 計測で用いる左右の PVDF フィルム間補正方法	12
3.2.1 補正方法.....	12
3.2.2 補正結果.....	13
第 4 章 分析方法の検討.....	18
4.1 副鼻腔内削除時における MD の周波数	18
4.2 副鼻腔内の病的粘膜の一部の吸引時に計測される周波数	18
4.3 考察.....	19
第 5 章 2つの周波数帯域での計測結果.....	22
5.1 注目した周波数帯域での最大振幅の時間変化分析	22
5.1.1 分析方法	22
5.1.2 最大振幅の時間変化分析結果	22
5.2 MD 削除時の各周波数での最大振幅と振幅比の平均	23
5.3 考察.....	24
第 6 章 眼球振動計測時での左右のフィルム間位相差.....	33
6.1 左右の振動波形の位相と位相差の時間変動の分析方法	33
6.2 分析結果	33
6.3 考察.....	34
第 7 章 計測に用いる振動センサの検討.....	42
7.1 水風船での振動計測.....	42

7.1.1 実験目的	42
7.1.2 実験に用いる振動センサ	42
7.1.3 実験方法	42
7.1.4 実験結果	43
7.2.人体ノイズを考慮した振動計測	43
7.2.1 実験目的	43
7.2.2 実験に用いる振動センサ	43
7.2.3 実験方法	44
7.2.4 実験結果	44
7.3 体表振動計測結果	44
第 7 章 結言	53
第 9 章 今後の展望・課題	54
参考文献	55
付録	56
A PVDF について	56
圧電素子の種類と特徴	56
PVDF の特性	56
圧電効果	56
計測原理	57
発表学会	60
謝辞	61

List of figure

Fig. 2.1	Structure of paranasal sinuses [1]	7
Fig. 2.2	Endoscope	8
Fig. 2.3	System of microdebrider	8
Fig. 2.4	Position of medial wall of orbit	9
Fig. 2.5	Suction tube	9
Fig. 2.6	Forceps	10
Fig. 2.7	Hydrodebrider [12]	10
Fig. 2.8	Navigation system for ESS [14]	11
Fig. 3.1	PVDF Film	14
Fig. 3.2	Fixing point of PVDF	14
Fig. 3.3	Measurement system	14
Fig. 3.4	Charge amplifier	15
Fig.3.5	AD converter	15
Fig.3.6	Vibrator [18]	16
Fig. 3.7	Result of right and left waveform by vibration before operation	17
Fig. 3.8	FFT analysis of a peak by vibration before operation	17
Fig. 4.1	Waveform and FFT result caused by MD in the right ethmoid sinus	20
Fig. 4.2	Waveform and FFT result caused by suction tube in the right sinus	20
Fig. 4.3	Waveform and FFT result caused by suction tube in the right sinus	21
Fig. 4.4	Basic operation of microdebrider [19]	21
Fig. 5.1	Method of finding peak amplitude with time variation in the target frequency band	25
Fig. 5.2	Time variation in components of 80 Hz during	26
Fig. 5.3	Time variation in components of 160 Hz	26
Fig. 5.4	Time variation in components of 80 Hz	27
Fig. 5.5	Time variation in components of 160 Hz	27
Fig. 5.6	Time variation in components of 80 Hz	28
Fig. 5.7	Time variation in components of 160 Hz	28
Fig. 5.8	Average amplitude of components of 80 Hz	29
Fig. 5.9	Average amplitude of components of 160 Hz	30
Fig. 5.10	Method of finding amplitude ratio with time variation in the target frequency band	31
Fig. 5.11	Amplitude ratio of components of 80 Hz	31
Fig. 5.12	Amplitude ratio of components of 160 Hz	32
Fig. 6.1	Method of finding phase with time variation in the target frequency band	35

Fig. 6.2	Time variation of phase on ipsilateral and contralateral side	37
Fig. 6.3	Time variation of phase difference on ipsilateral and contralateral side ...	38
Fig. 6.4	Time variation of phase difference on ipsilateral and contralateral side ...	40
Fig. 6.5	Time variation of phase difference on ipsilateral and contralateral side ...	41
Fig. 7.1	FDT-PVDF film.....	46
Fig. 7.2	Experimental setup for measuring vibration	46
Fig. 7.3	Waveform and FFT result on water balloon.....	48
Fig. 7.4	Amplitude of noise and vibrator on water ballon	49
Fig. 7.5	Experimental setup for measuring vibration	49
Fig. 7.6	Waveform and FFT result on arm	51
Fig. 7.7	Amplitude of noise and vibrator on arm.....	51
Fig. 7.8	Wavefor and FFT result of vibrator.....	52
Fig. 7.9	Wavefor and FFT result of caused MD.....	52

付録

Fig. A. 1 Chemical formulae of the PVDF	57
Fig. A. 2 Piezoelectric property of PVDF.....	58
Fig. A. 3 SDT1-028K.....	エラー! ブックマークが定義されていません。
Fig. A. 4 Frequency response of piezoelectric effect	59

第1章 緒言

本章は、本研究での緒言を述べていく。

ヒトの鼻は呼吸を行うための鼻腔と、鼻腔の周りにある空洞部である副鼻腔からなっている。副鼻腔は Fig. 2.1 のように、上顎洞 (Maxillary Sinus)、篩骨洞 (Ethmoid Sinus)、前頭洞 (Frontal Sinus)、蝶形骨洞 (Sphenoid Sinus) という空洞から構成されている [1]。

この空洞内の粘膜が炎症を起こし、腫れてしまい膿が溜まると副鼻腔炎となる。一般的な処置としては投薬や鼻内洗浄などを行うが、重症化した際の外科的処置としては内視鏡下副鼻腔手術が行われる。この手術は、鼻用内視鏡で鼻内から副鼻腔を観察し、各種器具を用いて病的粘膜やポリープを除去し、各副鼻腔との鼻腔の間に十分な交通をつける方法である。その際、Fig. 2.3 のマイクロデブリッター (MicroDebrider, 以下で MD と表記) と呼ばれる器具を用いる。この器具は、病的粘膜に対して削除と吸引を同時に行うことの出来る手術用高速回転装置である。術者は MD を使用している際、眼窩と篩骨洞の間にある眼窩内側壁 (Fig. 2.4) と呼ばれる非常に薄い骨を傷つけないように注意を払いながら処置を行う。この眼窩内側壁の一部を MD で誤って削除している状況に気づかずに操作を行い続けた場合、眼球内の脂肪を MD で吸引することによって視力低下などの重大な副損傷を引き起こすことが知られている。通常は、手術の助手が眼球を前方から押し、眼球の動きを鼻内側から内視鏡を用いて観察することにより、MD が眼窩内側壁からどれほどの位置にいるか確認することで副損傷の危険性を防いでいる。しかしこの方法では、患者への眼球への負荷が大きい点、術者の熟練度により位置の推定があいまいになってしまう点、また常に監視することは困難な点という問題点がある [2]。

近年では、様々な種類のナビゲーションシステムを用いることで手術中の副鼻腔内の位置を監視している。その一例である、レジストレーション画像を用いたナビゲーションシステムでは、術前に患者の副鼻腔内を CT や MRI を用いて画像を出力し、得られた画像と内視鏡で得られる画像とを比較することによって位置の推定を行うことができる。しかしこのシステムでは、術中の画像更新ができないために病的粘膜の削除に伴う鼻内環境の変化に対応できない点やシステムが高額かつ用意が煩雑である点、患者の頭の位置を動かすことが出来ない等の欠点がある [3]。

そこで本研究では、微小な振動を計測可能な PVDF (Poly Vinylidene DiFluoride) フィルムを被験者の両瞼の上に貼付し、手術中に使用する MD やその他の器具によって生じる振動を眼球で計測する。この際に計測された振動波形の特徴から、手術器具が眼窩内側壁に近づいたことを判断できるかを検討している。先行研究 [4]で計測時に用いた PVDF フィルムは被験者に貼り付けにくい点などがあった。そこで計測可能でより貼り付けやすい PVDF フィルムの検討を行った。MD と吸引管という血液や人体の分泌液を吸引除去するための器具の振動波形に含まれる成分を比較することで MD の回転以外に生じることが推定される振動成分に注目した。さらに、時間ごとの最大振幅を削除側と対側について比較することで

MD が眼窩内側壁付近で使用した際の特徴について検討した。また、左右の PVDF フィルムで得られる振動波形による削除側と対側での位相差を求めることによって、眼窩内側壁付近治療時に計測した振動波形における特徴的な位相差が検出可能であるか検討を行った。これらの振動特徴から、MD を用いて病的粘膜削除時の危険度の推定システムの実現可能性を検討した。

第 2 章 副鼻腔炎と内視鏡下副鼻腔手術および手術器具

本章では、副鼻腔炎、内視鏡下副鼻腔手術やその際に用いる各種器具について述べていく。

2.1 副鼻腔および副鼻腔炎

2.1.1 副鼻腔

頭蓋骨の中には、副鼻腔（Paranasal sinuses）と呼ばれる幾つもの種類の空洞があり、空気で満たされている。Fig. 2.1 に示すように、副鼻腔は前頭洞（Fig. 2.1 (a)）、上顎洞（Fig. 2.1 (b)）、複数の仕切りから構成されている篩骨洞（Fig. 2.1 (c)）、蝶形骨洞（Fig. 2.1 (c)）と呼ばれる形状が多様な 4 つの空洞からなる。それぞれの空洞は左右対称に一对ずつ存在し、それぞれの空洞は鼻腔に連絡されている [1]。

2.1.2 副鼻腔炎

副鼻腔内は繊毛の生えた粘膜に覆われ、分泌物などを繊毛運動によって鼻腔内に送っている。副鼻腔内膜が細菌やウィルスによる感染、あるいはアレルギーによって炎症を起こし腫れると、内部の分泌物が鼻腔に排泄できず膿が溜まり、自然口の閉塞などが引き起こされる。これを副鼻腔炎という。急性副鼻腔炎は、風邪などのウィルスから誘因となることが多く副鼻腔内膜に炎症が波及することがあるが、通常 4 週間以内で治る。しかし、急性副鼻腔炎が長引いたり繰り返したりすること 8 から 12 週以上継続ことによって「蓄膿症」として知られる慢性副鼻腔炎が起こる。好酸球副鼻腔炎という疾患では治療を行っても鼻茸が再発しやすく嗅覚障害を訴えるものや、副鼻腔真菌症という疾患では片側の上方洞内に真菌塊が発生するものもある [4] [5]。

一般的な症状は、鼻閉、排膿、圧迫痛、顔面痛、頭痛などがある。それとともに、味覚障害・頭重感・頭痛・副鼻腔付近の鈍痛が生じる [6]。粘膜の腫れが重症化してできる鼻茸（ポリープ）と呼ばれる腫瘍が生じる。また、合併症としては中耳炎、眼窩内感染症、脳膿症や髄膜炎などを引き起こすこともある [7]。

2.2 内視鏡下副鼻腔手術

副鼻腔炎の治療のために、まず鼻腔内の鼻茸の有無や炎症による腫れの程度を確認する。また、副鼻腔内に溜まっている膿の状態などを X 線や CT 検査を用いて観察する。症状が軽い場合には、消炎酵素薬や抗菌薬など薬剤治療を用いる。または、鼻腔洗浄やネブライザー療法 [8]と呼ばれる抗炎症剤を含んだ薬液を霧状にして鼻から副鼻腔に送り込む治療を行う。このような治療で効果が見られないとき、手術を行う [7]。

以前までの手術方法として、上唇の裏を切り上顎洞の前壁を削除し、副鼻腔の粘膜をすべて取り除く副鼻腔根本手術が行われていた。この手術方法では、出血や術後の頬部腫瘍、しびれが生じやすく、有効率も 60 %程度であり、術後に術後性の副鼻腔嚢胞が生じやすい問題点があった。そのため、術中の視野を確保可能でかつ低侵襲である方法として近年は内視鏡下副鼻腔手術が広く行われている。内視鏡 () を用いて鼻内から手術を行い、副鼻腔の炎症を起こした粘膜を可能な限り取り除き、各副鼻腔と鼻腔内が連絡できるような術式が主要である。患者によって手術の内容は様々であり、鼻茸を鉗除し、鼻詰まりを除く目的で鼻腔を左右に区切っている鼻中隔の湾曲を矯正する場合などがある。共通している部分では、副鼻腔炎の原因となる最低限の部分のみ鉗除することである。出血量も少なく、術後の腫脹も軽度であるが、内視鏡手術で誤った操作による眼窩内側壁 (Fig. 2.4) を突破し、眼窩脂肪を引き出すトラブルなどは少なくない [9]。この手術の一般的な手順を以下に示す [10]。

- ① 患者に全身もしくは局所麻酔をかける。
- ② 必要があれば、鼻中隔の湾曲を矯正する。
- ③ 炎症を起こしている側の鼻に内視鏡を挿入し、十分に炎症部分の視野を確保・観察する。
- ④ 鼻腔から副鼻腔を開放するために、MD というシェーバ付メスを用いて鼻茸、または炎症を起こしている粘膜を鉗除する。
- ⑤ 眼球近くの眼窩や頭蓋内に膿や鼻茸、腫瘍が生じている場合には、そのときの状況によるが通り道を作るために骨を削ることもある。
- ⑥ 鉗除後、電気メスで止血を行い、縫合し、鼻腔内を水で洗浄し、ガーゼで止血をする。

2.3 手術器具

内視鏡下副鼻腔手術では、内視鏡の他に複数の手術器具を使用し、内視鏡とともに鼻腔内に挿入される。器具ごとに、副損傷を起こす危険度や形状、動作特徴などが異なる。

2.3.1 マイクロデブリッター

マイクロデブリッター (以下で MD と表記) は、病的組織に対して削除と吸引を同時に行い除去することの出来る手術用高速回転装置である。1990 年代半ばから盛んに内視鏡下鼻副鼻腔手術に用いられるようになった、組織を切除するだけでなく、術中に鼻腔内に溜まった血液を吸引することにより視界を良好に確保できる。しかし高速で切除や削除することが可能であるため、眼窩付近を治療する際に眼窩内側壁と呼ばれる非常に薄い骨を過って切除し、眼窩内の脂肪を吸引してしまう場合や眼球を傷つけるなどの副損傷の可能性がある。そのため、術中に注意を払わなければならない。MD は Fig. 2.3 に示すように、組織を吸引除去する先端が開放されたシェーバ (Fig. 2.3 (a)) と回転数などを設定する本体ユニッ

ト (Fig. 2.3 (b)) , 回転スピードを調節するフットコントローラ (Fig. 2.3 (c)) の3つで構成されている。シェーバの刃先は Fig. 2.3 (d)のように先端から約 10 mm に渡って半分から開放されており、その中を刃が回転し、切除と吸引を同時に行う。シェーバの開放部を病変部位に近づけると、シェーバ内部に吸引され引き込まれた部分のみが高速で回転する内側の刃により切除されていく。回転方法には一方向回転と一方向に 5 回転した後に逆方向に 5 回転する交互回転の 2 種類あり、フットコントローラで切り替えることができる。前者は、穴を開ける際に主に用いられ、先端は鋭い刃に変更して使用される。後者の方法は、本研究の内視鏡下鼻腔手術における組織の切除と吸引に用いられている [11]。MD を内視鏡下鼻副鼻腔手術に用いる際の利点、欠点としては以下に示す。

利点

- (1) 浮腫・肥厚した病的粘膜のみを切除するために副鼻腔炎においては粘膜温存手術が可能である。
- (2) 切除した箇所よりの出血も同時に吸引・除去するため、手術における腫れていない粘膜を温存することが可能である。
- (3) 切除する粘膜の面が平面になりやすく、術後の創傷治療が円滑で早い点。
- (4) 局所手術において、患者の感じる痛みが少ない。

欠点

- (1) 術中に適宜鉗子を用いなければ、病理組織の検体の採取が行えない。
- (2) 刃先が高速で回転し、さらに持続的に吸引を行うので、一度でも副損傷が発生してしまうと進行・重症化がはやい。
- (3) 特に、先端を眼窩内側壁の紙様板や篩骨洞天蓋などに押し付けて処置を行い、これらの薄い骨を粉砕してしまう。術者が状況に気づかないまま操作を継続しきわめて重篤な副損傷を引き起こす可能性がある。

2.3.2 吸引管

鼻茸、膿、血液や人体の分泌液を吸引除去するための道具である (Fig. 2.5) 。管の先は様々な形状があり、用途によって使い分けられる。眼窩内の脂肪を吸引しすぎることはなく、比較的危険度の低い器具である。吸引した血液や膿などは、専用タンクに貯められ、一回の手術ごとに吸引した量を記録する。

2.3.3 鉗子

鉗子は術中にものを把持・牽引するための器具である。内視鏡下副鼻腔手術で頻用される

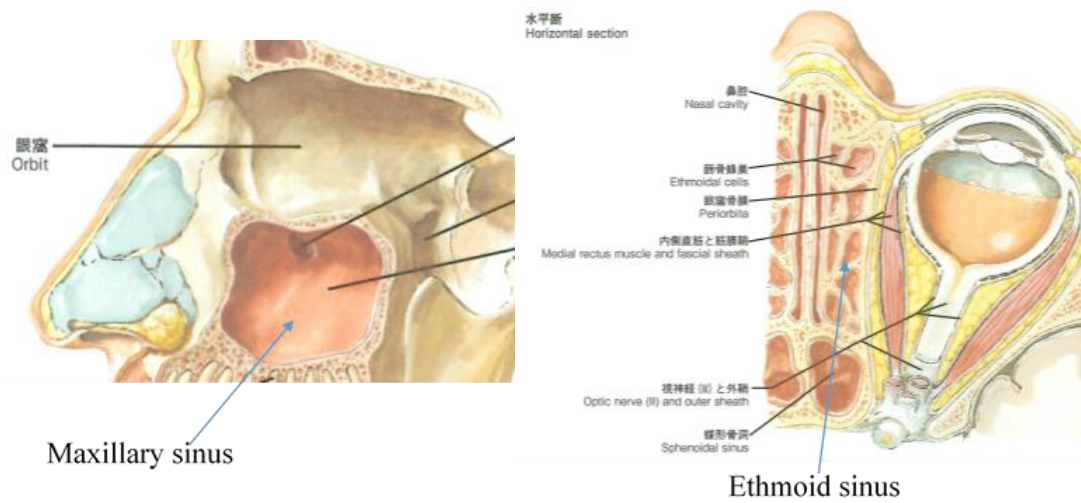
ものとしては Fig. 2.6 にある銀匙鉗子、裁除鉗子やスタンツェなどがあるが、それぞれの器具に直と上向き、先端の形と大きさによって用途や使用箇所が異なる。主に上向き裁除鉗子などを用いることによって、篩骨洞の隔壁や粘膜の除去による空洞内の開放や鼻茸の除去を行う。また、上顎洞の入り口を広げるために、入り口の縁を砕く際に用いられることがある。鉗子は内視鏡下副鼻腔手術において比較的危険な器具ではないと考えられるが、眼窩付近の視神経や眼窩内側壁という眼窩と篩骨洞の間にある仕切りを傷つける可能性がある[2]。また誤って前頭蓋の骨を貫き髄液漏となる危険性も持ち合わせている器具である。

2.3.4 ハイドロデブリッター

ハイドロデブリッターは高圧な水圧を用いて、病的粘膜や真菌塊を吸引除去する装置である。高圧の生理食塩水を扇状に噴射することができる。その噴射角度は装置の手元のダイヤルで回転操作が可能となっており上顎洞内の広い範囲が処置できる。病的粘膜削除での MD 使用時と比較して、粘膜からの出血は非常に少ないが硬い脂圧した病的粘膜や大きなポリープ除去には不向きとなっている。適応する疾患としては上顎洞真菌性副鼻腔炎で、特に効率よく真菌塊の除去が可能である。 [12]

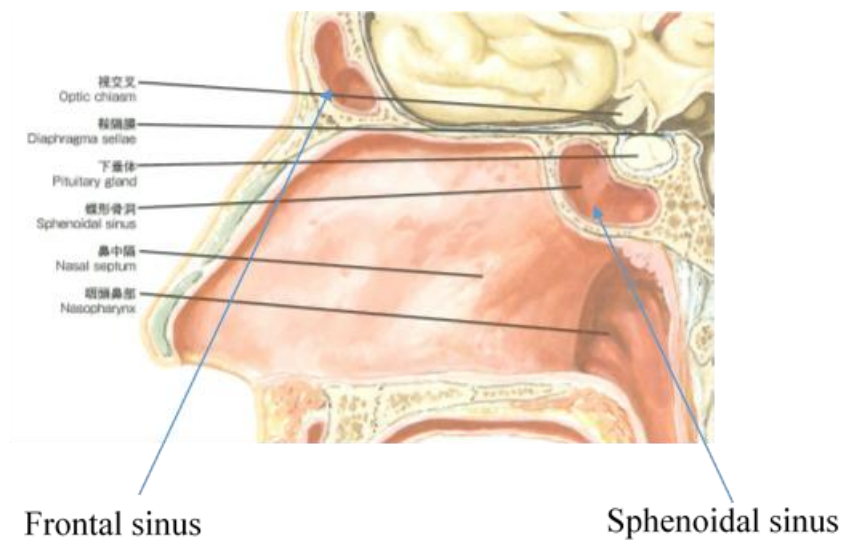
2.4 既存のナビゲーションシステム

内視鏡画像は二次元画像であるため、特に奥行きの情報が十分でなく器具の位置確認が不足することがあり、再手術例などでは合併症を起こしやすい。最近では安全に手術を行うため各種のナビゲーションシステムが鼻副鼻腔内視鏡下手術に導入された。ナビゲーションシステムは術者が扱う器具の位置を患者の撮像画像上に表示し、術者が現在どの位置を処置しているかを可視化することによって安全な手術への誘導を支援するものである。鼻科領域では 1993 年に Zinreich [13]らによって鼻科手術へのナビゲーションシステムの応用が報告されて以来普及しはじめた。ナビゲーションシステムには、術中に撮像しながらナビゲーションするものと術前に撮影した CT あるいは MRI で得られた画像でナビゲーションするものがある。前者は術中に画像を更新できるので病的粘膜削除による副鼻腔内の環境変化をモニターすることができる。しかしながら、磁場環境下の手術になるため、使用器具や患者の体の移動などが制限される。これに対し、後者は術中の画像更新が出来ないため副鼻腔内の環境変化を捉えることができないという問題点がある。これらのシステムではナビゲーション画面と器具の位置を一致させる為に Fig. 2.7 (a) のプローブを用い、患者にヘッドセット (Fig. 2.7 (b)) を装着することによって副鼻腔内位置が判断できるようになる [14]。



a) Maxillary sinus

b) Ethmoid sinus



c) Frontal sinus and Sphenoidal sinus

Fig. 2.1 Structure of paranasal sinuses [1]

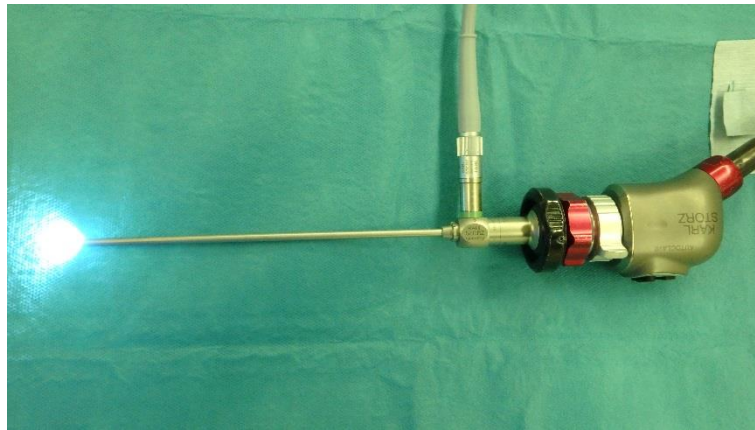


Fig. 2.2 Endoscope



(a) Shaver



(b) Main unit



(c) Foot controller



(d) Tip of shaver

Fig. 2.3 System of microdebrider

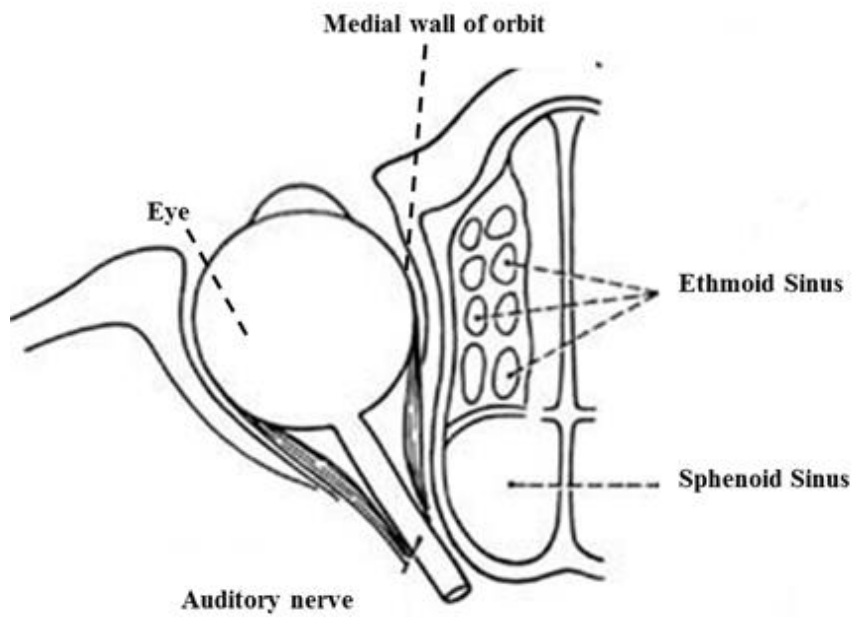


Fig. 2.4 Position of medial wall of orbit



Fig. 2.5 Suction tube

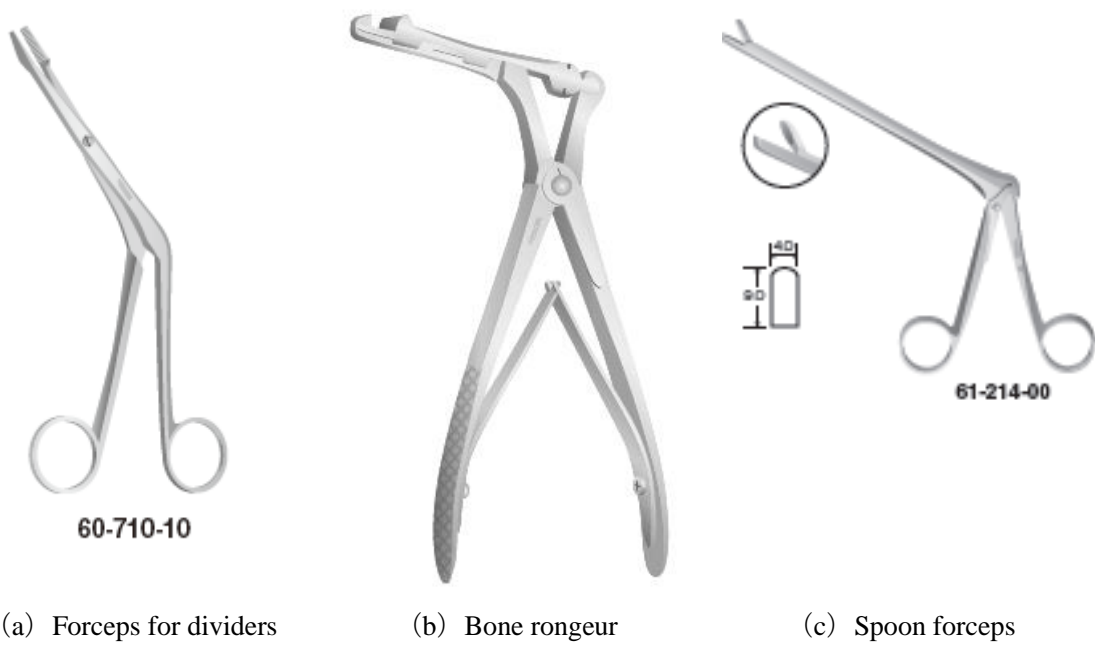
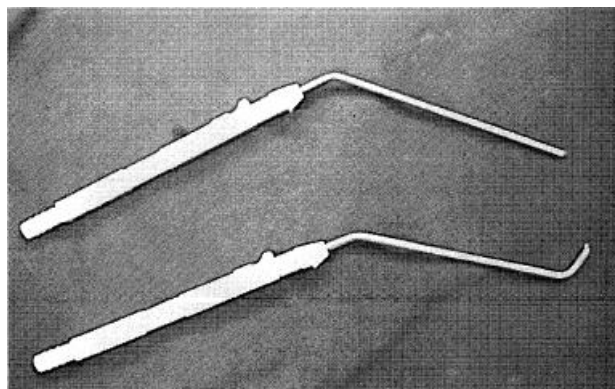


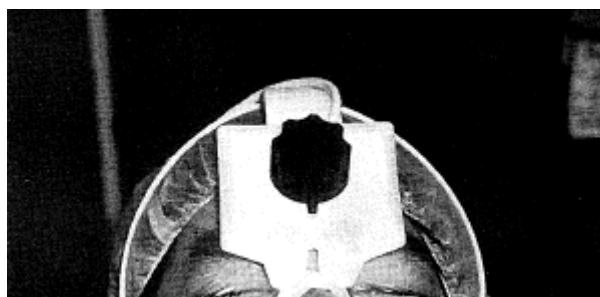
Fig. 2.6 Forceps



Fig. 2.7 Hydrodebrider [12]



(a) probe



(b) Head set



(c) Navigation screen

Fig. 2.8 Navigation system for ESS [14]

第3章 眼球振動計測方法と計測結果の補正

内視鏡下副鼻腔手術で眼窩内側壁付近を MD によって治療を行うデータを得るために、手術前に眼窩内側壁付近で治療を行うことが予想される手術に対して順天堂病院で同大学の倫理委員会の許可のもと計測を行った。

3.1 眼球振動計測方法

本実験では、振動センサとして Fig. 3.1 に示すような PVDF フィルム (SDT1-028K, 東京センサ) を使用した。PVDF とは、ひずみが生じると分極が起こる強誘電性のポリマーであり、歪みを加えると電荷が生じる特性がある [16]。この PVDF フィルムを Fig. 3.2 のように患者の両目の瞼の上に乗せ、その上からゲルシート (ハイパーゲルシート高度 30 度, エクシール) を上に乗せて角膜保護用テープ (メパッチ, ニチバン株式会社) という薬液や血液などから目を保護する為のテープを用いて固定した。計測は Fig. 3.3 に示すようなシステムで行った。

PVDF フィルムに加わる振動によって生じた電荷信号は、Fig. 3.4 のチャージアンプ (MODEL-4035, 昭和測器) によって電圧信号に変換され、の AD コンバータ (NI-USB 6125, National Instruments) を介して、PC に取り込んだ。振動データの計測及び波形の確認は LabVIEW (Ver. 2010, National Instruments) で作成したプログラムを用いた。この際、波形収録画面に内視鏡の映像をビデオキャプチャー (USB 3.0 HD Video Capture Device-1080p, Startech.com) を介して PC に取り込んだ。映像収録ソフトウェアとして、NI-DAQmx (Ver. 16.0, National Instruments) で作成したプログラムを用いて、**波形画面と内視鏡映像の同一画面および同時収録が行える (Fig. 3.6)**。

3.2 計測で用いる左右の PVDF フィルム間補正方法

計測では PVDF フィルムの感度差、貼付方法などによる左右の振動検出力に差が生じることが考えられる。よって、本節では一定の振動を与える加振器を用いて、左右の PVDF フィルム間に生じた誤差の補正を行った。

3.2.1 補正方法

PVDF フィルムを貼付した後の左右のフィルムの振動検出力の違いを補正するために、一定の振動を被験者の頭頂部に与え、PVDF フィルムに伝わる振動の大きさを比較した。Fig.3.7(a)に示す回転数が 10000 rpm、周波数が 170 H 程度である偏心おもりを取り付けたモータ (LA4-466FB, 日本電産コパル株式会社) をプラスチックケースに固定して Fig.3.7 (b)

のような加振器を作成した。

振動は PVDF フィルムを両瞼上に貼付した直後とその後 MD 使用前にそれぞれ 5 s 間程度与えた。PVDF フィルムで得られた振動波形のうち安定している 1 sec 間を FFT 解析し、加振器の周波数である 170Hz 帯と同様に左右の最大振幅を求め、左右の最大振幅の（大きい値）／（小さい値）の比を補正值とした。本研究では、この補正值を用いて、これにより手術中に計測された MD による左右の振動波形に対して、PVDF フィルムの左右の振動検出力の違いの補正を行った。

3.2.2 補正結果

3.2.1 の方法で手術時に医師が加振器を用いて一定の振動を患者 A（女性）の頭頂部に与えた。この際に、患者の両瞼に貼り付けた PVDF フィルムで計測された振動波形の一例を Fig. 3.8 に示す。右側フィルムで計測した波形を赤線、左側の波形を青線で表す。両波形には、50 Hz のハイパスフィルタを使用した。結果から加振器のモータの周波数である 170 Hz 帯の振動の大きさの比を求め、左右の感度差の補正值とした。

右側と左側の安定した 0.1 sec 間の左右の結果を FFT 解析し、Fig. 3.9 に示す。それぞれの FFT 解析結果から、この例では右側の振幅が左側に対して約 1.7 倍大きかった。この結果を用いて、術中に計測した MD 使用時の左側の振動波形を 1.7 倍することで瞼に PVDF フィルムを貼付した際などに生じた左右の振動検出力の差を補正した。Fig. 3.10(a) は、実際の手術時に左副鼻腔内の粘膜を MD で削除した際に PVDF フィルム計測された振動波形である。この図では、削除側と比較して対側での振動波形の振幅の大きさに違いが見られない。この結果に対して、Fig. 3.9 で得られた左側の振動波形に 1.7 倍することによって補正を行った結果 (Fig. 3.10(b)) となり、対側と比較して削除側の振動波形の振幅が大きく確認できる。



Fig. 3.1 PVDF Film

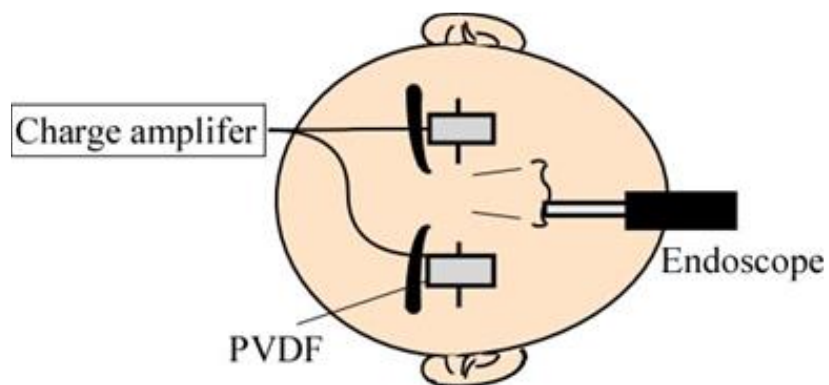


Fig. 3.2 Fixing point of PVDF

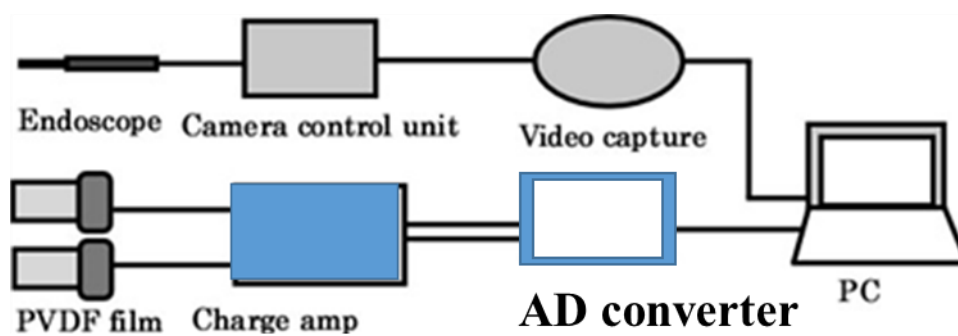


Fig. 3.3 Measurement system



Fig. 3.4 Charge amplifier

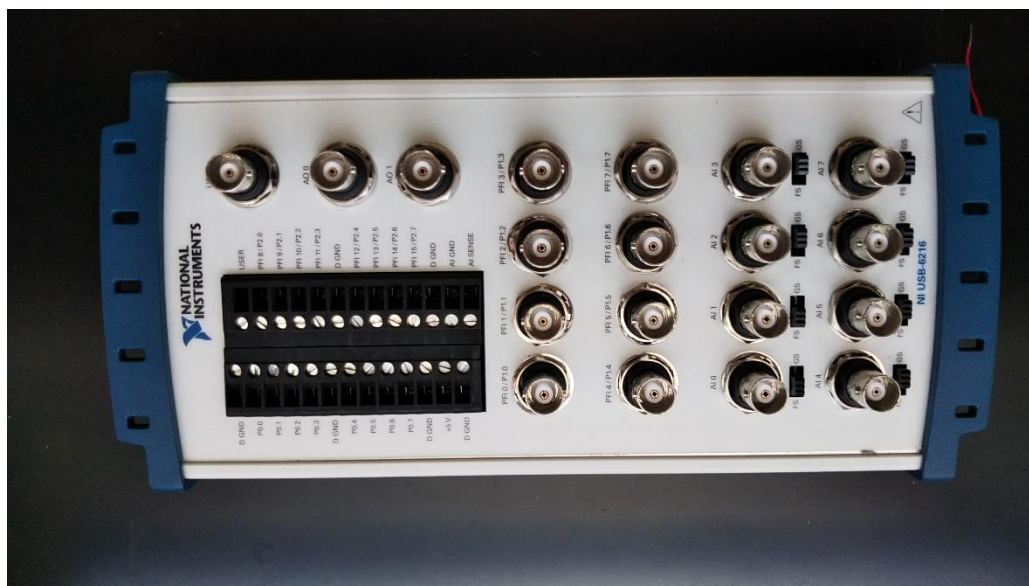


Fig.3.5 AD converter

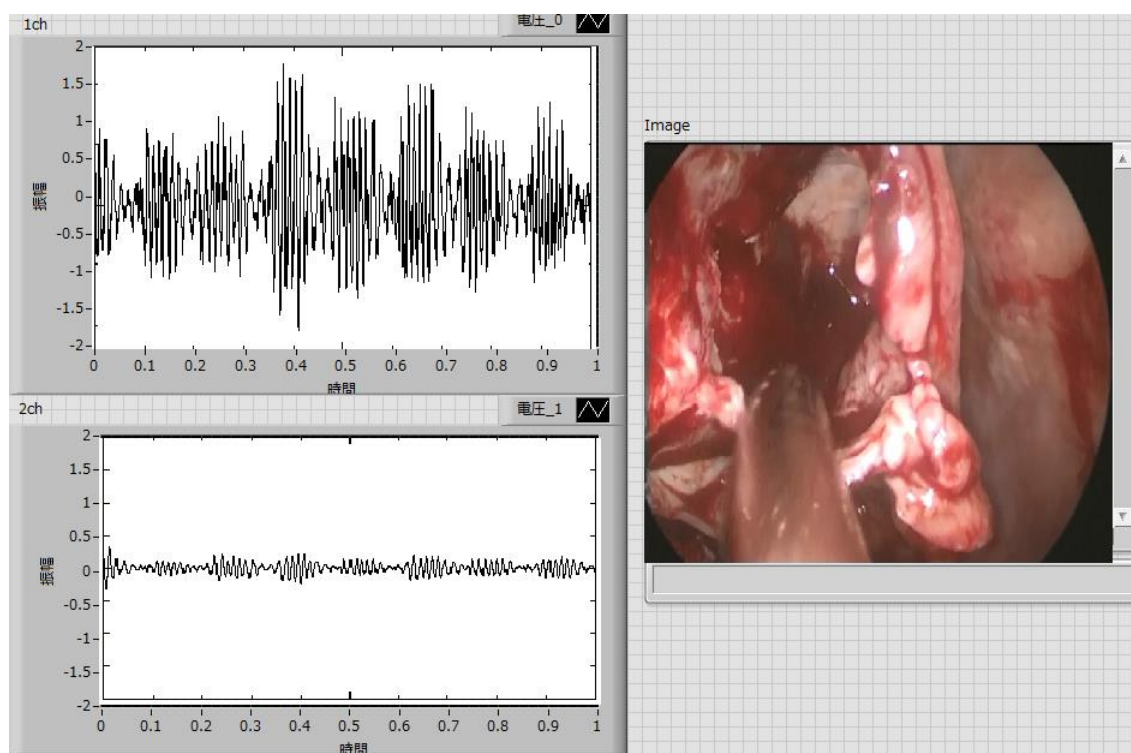


Fig. 3.6

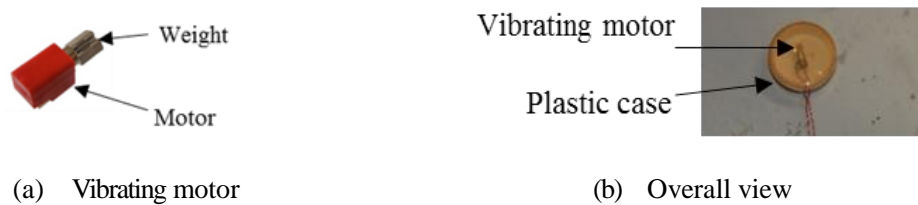


Fig.3.7 Vibrator [18]

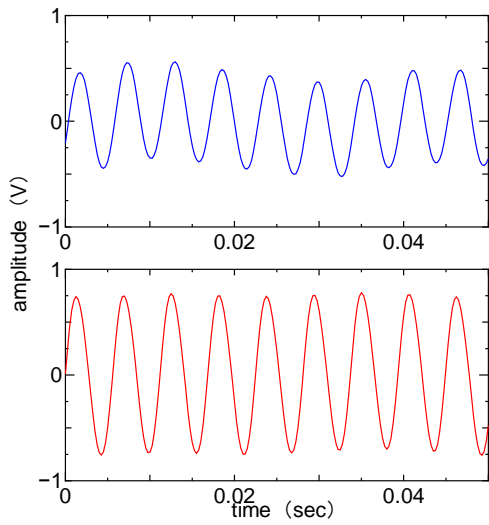


Fig. 3.8 Result of right and left waveform by vibration before operation

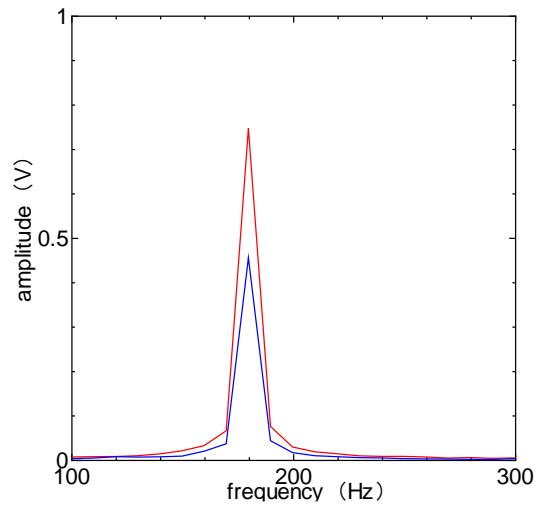
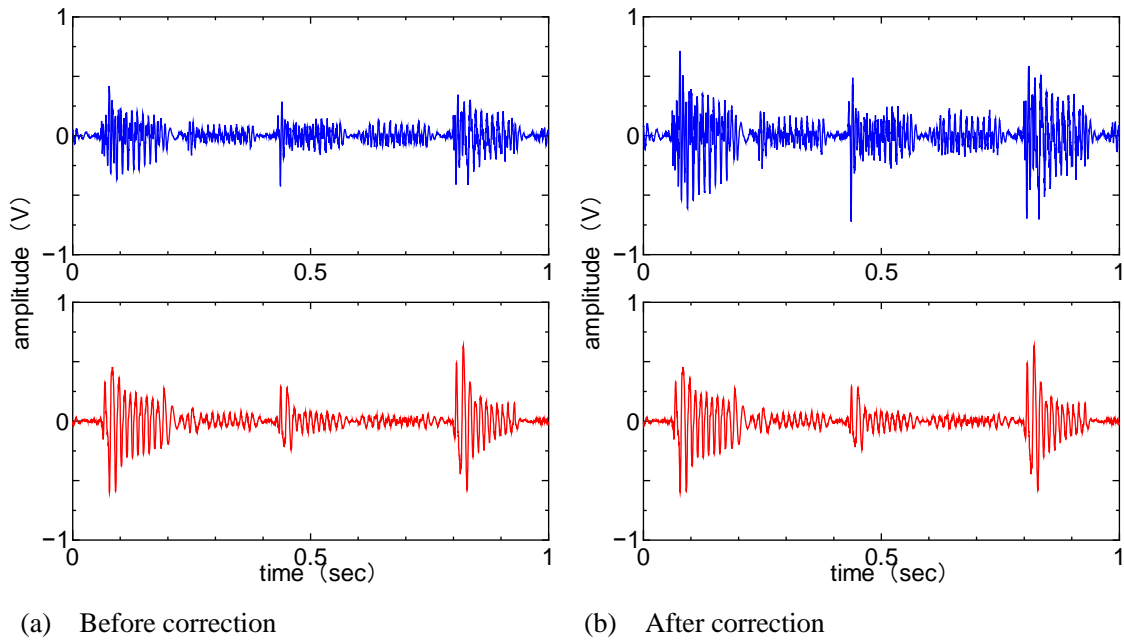


Fig. 3.9 FFT analysis of a peak by vibration before operation



(a) Before correction

(b) After correction

Fig. 3.10 Waveform and FFT result caused by MD

第4章 分析方法の検討

本章では、手術中に MD を用いて病的粘膜を削除する際に両目の瞼に貼付した PVDF フィルムで計測した振動波形に対して、FFT 解析により得られた左右の特徴的な最大振幅の生じている周波数について検討した。この際、想定していたものと異なる周波数帯域でも大きな振幅が得られる結果となった。そこで、MD のもう一つの機能である吸引機能に着目した。

4.1 副鼻腔内削除時における MD の周波数

ある被験者（女性）の右慢性副鼻腔炎内視鏡手術において右副鼻腔の眼窩内側壁付近の病的粘膜を MD で削除時に、被験者の両瞼上に貼り付けた PVDF フィルムで眼球振動を計測し、得られた振動波形に注目した。計測できた振動波形に対して左右のフィルム間の感度差の補正を行い、FFT 解析結果の比較を行った。振動波形に 50 Hz のハイパスフィルタを適用し、得られた結果を FFT 解析した。その結果を Fig. 4.1 に示す。MD は病的粘膜を削除する際に、通常刃の回転数は 5000 rpm 程度に設定されている。そのため、MD が削除時に発生する周波数として 83 Hz ($= 5000 \text{ rpm} / 60$) 程度で最大の振幅が得られることが想定できる。しかしながら、Fig. 4.1(b)での FFT 解析結果からでは 83 Hz で振幅 0.6 V、165 Hz で振幅 0.5 V の 2 つのピークが生じていることが確認された。MD は刃先が高速回転することによって病的粘膜を切除する機能と切除した病的粘膜や先端の吸引口から血液の吸引を同時に行う機能が備わっている器具である。この際、MD の回転によって発生する周波数としては 83 Hz 相当が考えられるので、MD の回転以外の機能である吸引機能に以下で注目した。内視鏡手術時に切除部位から病的粘膜や出血を吸引除去する器具である Fig. 2.5 の吸引管使用時に PVDF フィルムで計測される眼球振動について検討した。

4.2 副鼻腔内の病的粘膜の一部の吸引時に計測される周波数

4.1 とは異なる被験者（男性）の右副鼻腔の篩骨洞内の粘膜に対し吸引管を用いて病的粘膜の一部を吸引切除する際の眼球振動を PVDF フィルムで計測し、得られた振動波形を注目した。この際、振動波形に 100 Hz のハイパスフィルタを適用した結果 Fig. 4.2(a)、得られて結果を FFT 解析し Fig. 4.2(b)に示す。Fig. 4.2 の FFT 解析結果と比較して、160 Hz 帯域で最大振幅が吸引管使用側の PVDF フィルムに注目した結果、他の周波数での振幅の大きさと比較して大きい値になることが確認された。Fig. 4.1 と Fig. 4.2 で比較すると、異なった被験者、器具ではあるが同じ周波数帯域で特徴的な振幅が生じていることが確認された。また、どちらの計測結果からも 160 Hz 帯域での特徴的な振幅は、器具を

使用している側の脛に貼り付けられた PVDF フィルムで他の周波数と比較して大きな振幅として計測される結果となった。

Fig. 4.2 とは異なる被験者（女性）の左副鼻腔中鼻甲介付近の血液を吸引管で除去した際の眼球振動を計測し、振動波形に 100 Hz のハイパスフィルタを適用し得られて結果を FFT 解析し Fig. 4.3 に示す。Fig. 4.2 と比較して、500 Hz 以上が最大となる広い範囲の特徴的な振幅が現れることが確認された。また、その他の吸引管操作中に計測される波形では 1000 Hz 以上でも最大振幅が現れる症例が確認できた。

4.3 考察

Fig. 4.1 と Fig. 4.2 に見られる様に、副鼻腔内の病的粘膜に対して MD と吸引管の二つの器具をそれぞれ用いた際に、両脛上の PVDF フィルムで計測される振動波形の共通点としては 160 Hz 成分が特徴的な振幅の大きさとなっていることが確認できた。MD は使用時に、病的粘膜を吸引しながら吸引された部位だけを先端部の刃を高速回転させることによって吸引切除する方法が用いられる [19]。これらの結果から、MD が削除時に患者の脛に貼り付けた PVDF フィルムで計測された 160 Hz 成分の振動成分は吸引機能によって、80 Hz 成分の振動成分は刃先の回転によって生じていることが考えられる。以後、この 2 周波数に着目して計測を行った

また Fig. 4.2 と Fig. 4.3 に注目すると、器具や操作方法は同一であるが、吸引する対象物に違いがあった。以上より、吸引対象が血液などの液体の場合、眼球振動として 500 Hz 以上の周波数成分を含んだ振動波形が計測されることが考えられる。一方、吸引対象が粘膜などの固体では眼球振動として 500 Hz 以上の周波数成分を含んだ振動波形が眼球振動として計測されることが示唆された。

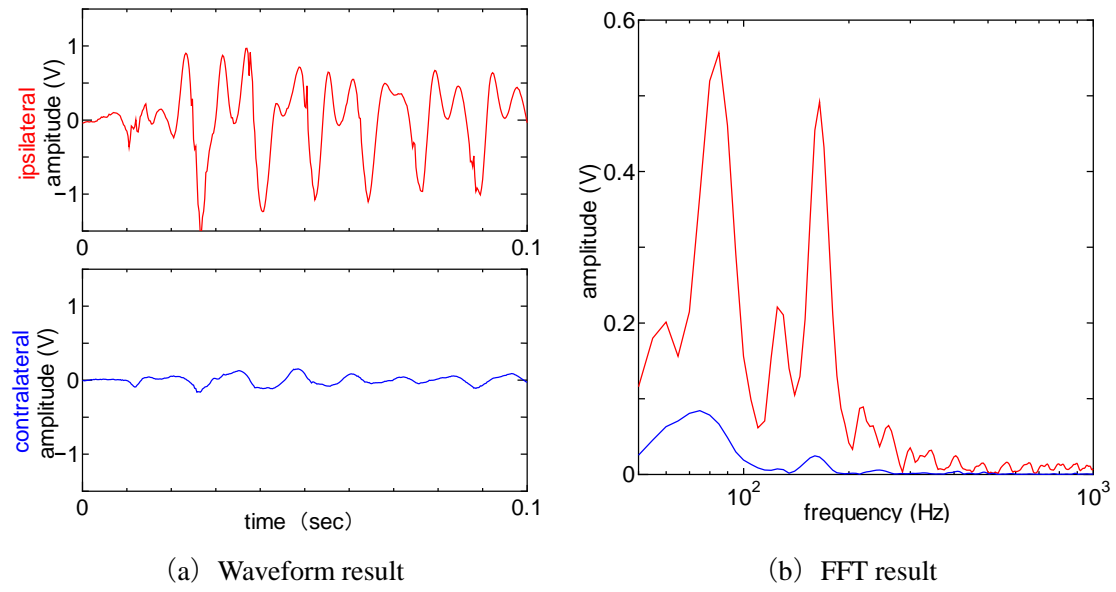


Fig. 4.1 Waveform and FFT result caused by MD in the right ethmoid sinus

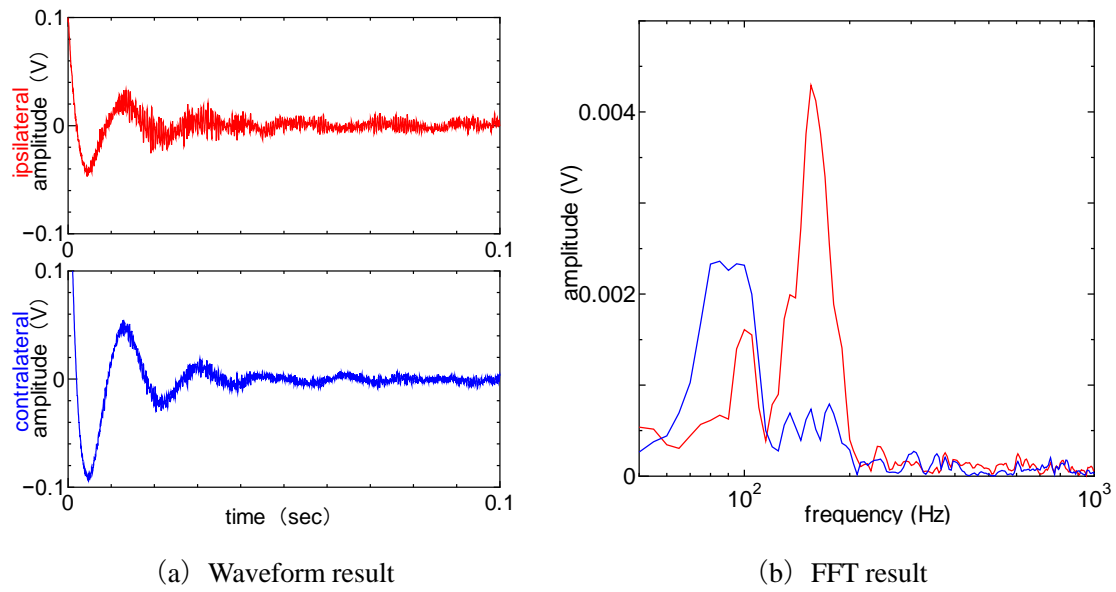


Fig. 4.2 Waveform and FFT result caused by suction tube in the right sinus

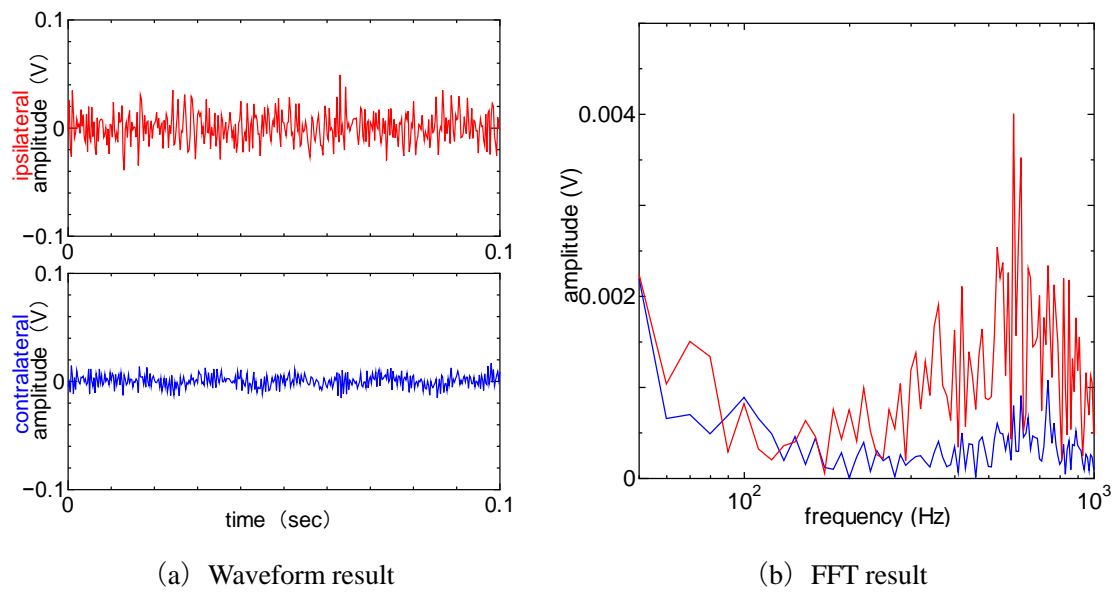


Fig. 4.3 Waveform and FFT result caused by suction tube in the right sinus

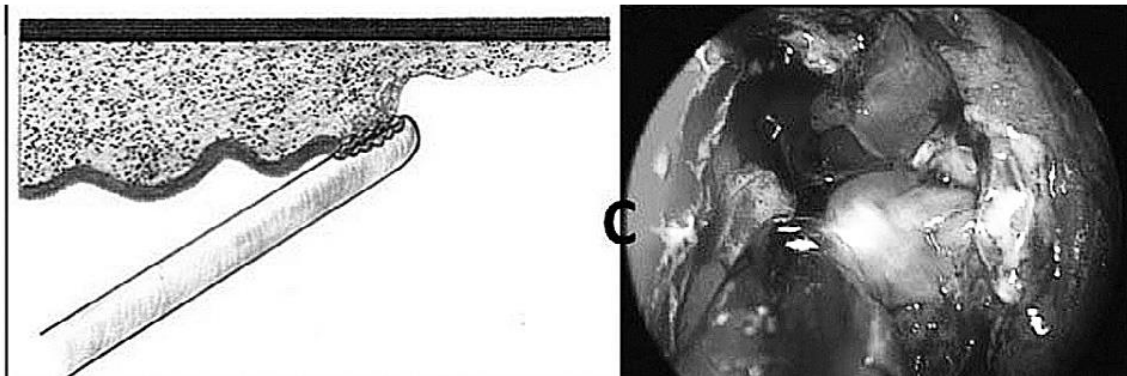


Fig. 4.4 Basic operation of microdebrider [19]

第5章 2つの周波数帯域での計測結果

第4章では、MDを使用し病的粘膜を削除する際に瞼に固定したPVDFフィルムで計測される振動波形では80・160 Hz帯域で特徴的な振幅が確認できた。そこで本章では、80・160 Hz帯域での最大振幅の時間変化に着目することで、MD削除位置が眼窩内側壁付近かどうか推定できるか検討した。さらに、症例ごとに最大振幅と振幅比の平均も求めることでどのような傾向を示すか確認した。

5.1 注目した周波数帯域での最大振幅の時間変化分析

5.1.1 分析方法

5章の結果から、80, 160 Hz帯域に着目した。MDで病的粘膜削除時に伝わる振動波形の周波数成分として実際に病的粘膜の切除や吸引する際に回転数や吸引力が低下する可能性があるため60-85・130-190 Hz帯域と幅を持たせて注目した。注目した振動波形のFFT解析を連続して行い、注目している周波数帯域の振幅の大きさの時間変化を観察した。削除を行っている側（削除側）と行っていない側（削除側と対側）の振幅を比較するため、Fig. 5.1のように0.1 sごとに左右の眼球振動の最大振幅をそれぞれ求めた。

5.1.2 最大振幅の時間変化分析結果

被験者（男性）の右上顎洞真菌症右内視鏡下副鼻腔手術中にMDを用いて右眼窩内側壁付近の粘膜を削除した。この際の、PVDFフィルムによって計測された振動波形に着目した。Fig. 5.1のように80 Hz帯域と160 Hz帯域における最大振幅の時間変化として、削除側と対側の瞼に貼り付けたPVDFフィルムで計測された振動波形に対し、0.1 sごとに求めたFFT解析の80 Hz帯域の結果をFig. 5.2, 160 Hz帯域での結果をFig. 5.3に示す。80 Hz帯域では、削除側では0.1 V程度の振幅が頻繁に現れていることが確認できる。一方、削除側と対側で比較したときに振幅の時間変化に違いが見られなかった。しかしながら、160 Hz帯域では、削除側で0.1 V程度の特徴的な最大振幅が確認できる。一方、対側では削除側とそのような最大振幅は確認できなかった。

同被験者に対して、MDを用いて眼窩内側壁と距離のある右篩骨洞の病的粘膜を削除している際（比較的安全な状態と考えられる）にPVDFフィルムによって計測された振動波形に対して、5.1のように0.1 sごとに求めたFFT解析の80 Hz帯域の結果をFig. 5.4Fig. 5.2, 160 Hz帯域での結果をFig. 5.5に示す。80 Hz帯域では、削除側と対側で比較すると削除側で特徴的な最大振幅があるが、違いは確認されなかった。160 Hz帯域では、眼窩内側壁付近の結果Fig. 5.3と比較して削除側でも特徴的な最大振幅は確認できず、削除側と

対側と比較しても違いは見られなかった。

上記とは異なる被験者（男性）の左上顎洞真菌症左内視鏡下副鼻腔手術中に、MD を用いて左眼窩内側壁付近の病的粘膜を削除している際、PVDF フィルムによって計測された振動波形に着目した。80 Hz 帯域と 160 Hz 帯域における最大振幅の時間変化として両眼に貼り付けた PVDF フィルムで計測された振動波形に対して、0.1 s ごとに求めた FFT 解析の 80 Hz 帯域の結果を Fig. 5.6, 160 Hz 帯域での結果を Fig. 5.7 に示す。80 Hz 帯域では、削除側で 0.10 ~ 0.15 V 程度で振幅が変動しているが、対側との区別が付きにくく見られる。160 Hz 帯域では、削除側の振幅は 0.16 V 程度の特徴的な最大振幅が確認できる。一方、対側では特徴的な最大振幅は確認できず、削除側と対側では大きな違いが確認できる。

5.2 MD 削除時の各周波数での最大振幅と振幅比の平均

手術中に MD の削除する粘膜の位置が眼窩内側壁付近にある時間帯のデータを「要注意状態」と定義し、眼窩内側壁付近でなく中鼻甲介や篩骨洞で MD を使用している時間帯は「安全状態」とであると定義した。なお、両者の区別はベテラン施術者の術中における主観に依った。

そこで、要注意状態と安全状態での計測結果の比較を行うために、11 件の症例で 80 Hz 帯域と 160 Hz 帯域における最大振幅の 0.1 s ごとの時間変化を 5.1.15.1.1 と同様に求めた。求めた時間変化から、要注意状態および安全状態の各時間帯における振幅の平均値を被験者ごとに求め比較した。80 Hz 帯域の削除側と対側での結果を Fig. 5.8, 160 Hz 帯域の削除側と対側での結果を Fig. 5.9 に示す。また、どちらの図も赤が要注意状態で計測された振動波形の結果、青は安全状態で計測された振動波形の平均結果となっている。80 Hz 帯域での削除側の平均結果 Fig. 5.8(a)では 4 症例が安全状態より要注意状態が大きいことが確認できる。対側での平均結果 Fig. 5.8(b)では 2 症例が安全状態より要注意状態が大きいことが確認できる。削除側と対側での結果では、得られる振幅の値が 3 倍程度異なっているため、同じ縦軸でのプロットが困難であった。160 Hz 帯域での削除側の結果 Fig. 5.9(a)では 5 症例が安全状態より要注意状態が大きいことが確認できる。対側での平均結果 Fig. 5.9(b)では 4 症例が安全状態より要注意状態が大きいことが確認できる。

また、削除位置と左右の PVDF フィルムとの距離が異なるため、左右の PVDF フィルムから得られる出力値には差が生じることが推測される。要注意、安全状態における計測結果の最大振幅以外の比較方法として、削除側と対側で求められた最大振幅の時間変化の比を Fig. 5.10 に示すように 0.1 s ずつ求めた。この比に対して、症例ごとに要注意状態と安全状態それぞれについて削除側と対側における比の平均を求め比較を行った。80 Hz 帯域の結果を Fig. 5.11, 160 Hz 帯域の結果を Fig. 5.12 に示す。80 Hz 帯域では、安全状態より要注意状態の方が平均振幅比が大きい例が 3 症例のみ見られた。対して、160 Hz 帯域では、安全状態より危険状態の方が平均振幅比が大きい例が 9 症例確認できた。80 Hz

帯域と 160 Hz 帯域での結果を比較すると、160 Hz 帯域では振幅比が同一患者で要注意状態から安全状態へと減少する傾向にあった

5.3 考察

MD を用いて副鼻腔内の病的粘膜を削除している際に計測された振動波形に対して、削除側と対側ごとに 80, 160 Hz 帯域それぞれで最大振幅の時間変化を求めた。眼窩内側壁付近の病的粘膜を削除する際の 80, 160 Hz 帯域それぞれで最大振幅の時間変化で削除側と対側での結果を比較すると 160 Hz 帯域で特徴的な振幅の大きさが見られた。一方、篩骨洞内の病的粘膜削除時の振動波形における 80, 160 Hz 帯域それぞれで最大振幅の時間変化は、160 Hz で削除側と対側での違いは見られなかった。頭頂部では、高周波数成分を含んだ振動であるほど振動減衰率が大きいことが知られている [19]。このことから MD 削除側の対側では 160 Hz 成分が計測されにくい結果となったことが考えられる。

80 Hz 帯域と 160 Hz 帯域それぞれで最大振幅の時間変化を求め、その値から振幅の平均を算出し要注意状態と安全状態で比較を行った。80 Hz, 160 Hz の削除側と対側のそれぞれの振幅の平均は症例毎に大きなばらつきがあり、症例での比較が困難であった。被験者毎の副鼻腔内の環境は大きく異なっていることが内視鏡映像でも確認できる。この環境の違いが、症例毎の振幅の大きさのばらつきに影響を与えていることが考えられる。

また、削除側と対側の最大振幅から振幅比（削除側振幅／対側振幅）の時間変化を求め、要注意状態および安全状態の各時間帯における振幅比の平均値を患者毎に求めた。80 Hz の結果は、要注意状態と安全状態で比較することによって、安全状態で大きくなる症例数が 160 Hz の結果より多かった。この結果から、削除部位が同側の眼球により近い眼窩内側壁付近では振幅比が大きくなる傾向があるものと考えられる。症例ごとに振幅比の傾向に違いがあるものの、80 Hz 帯域の振幅に注目するよりも 160 Hz 帯域の振幅に注目することでより要注意状態と安全状態での特徴的な傾向が見られることが考えられる。

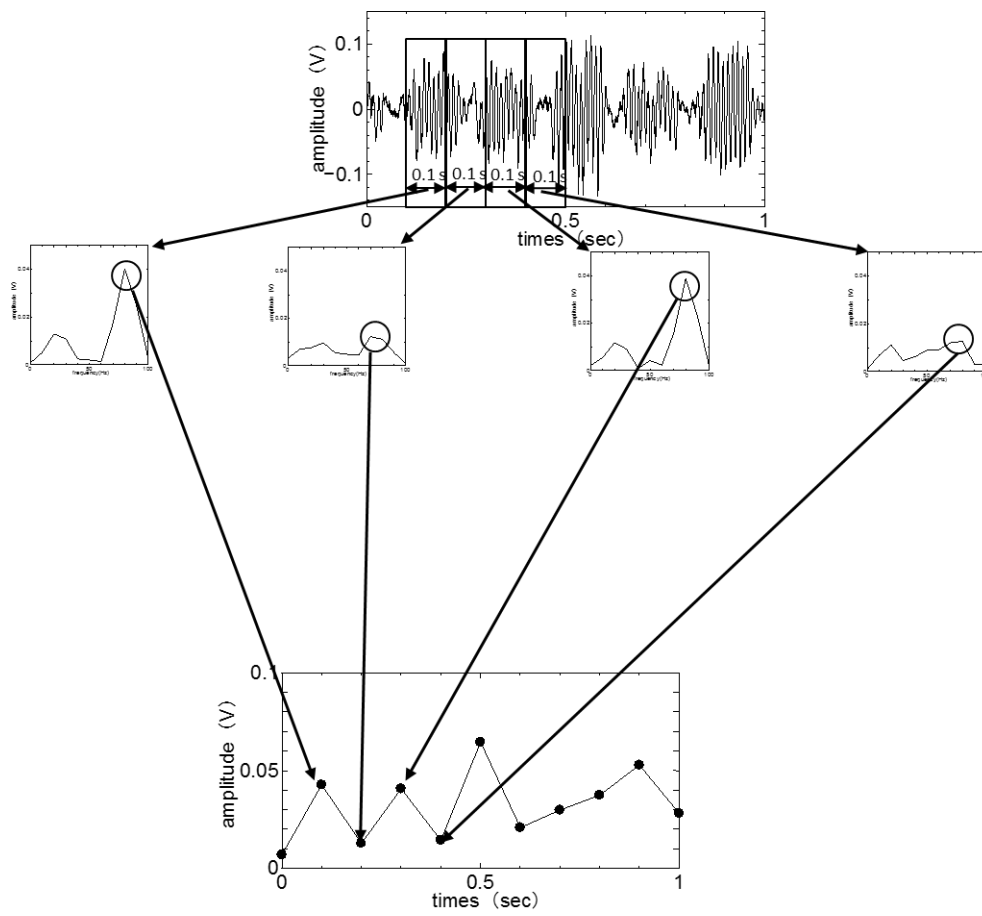


Fig. 5.1 Method of finding peak amplitude with time variation in the target frequency band

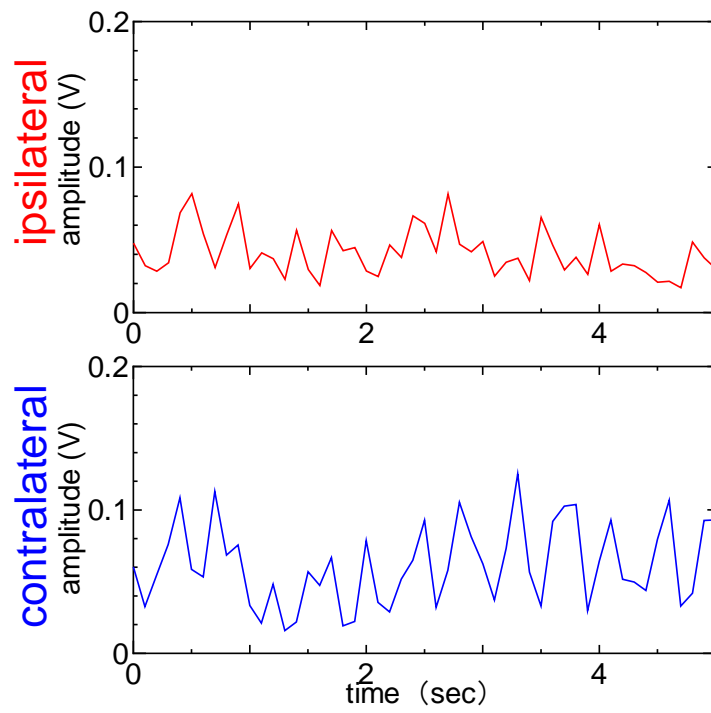


Fig. 5.2 Time variation in components of 80 Hz during

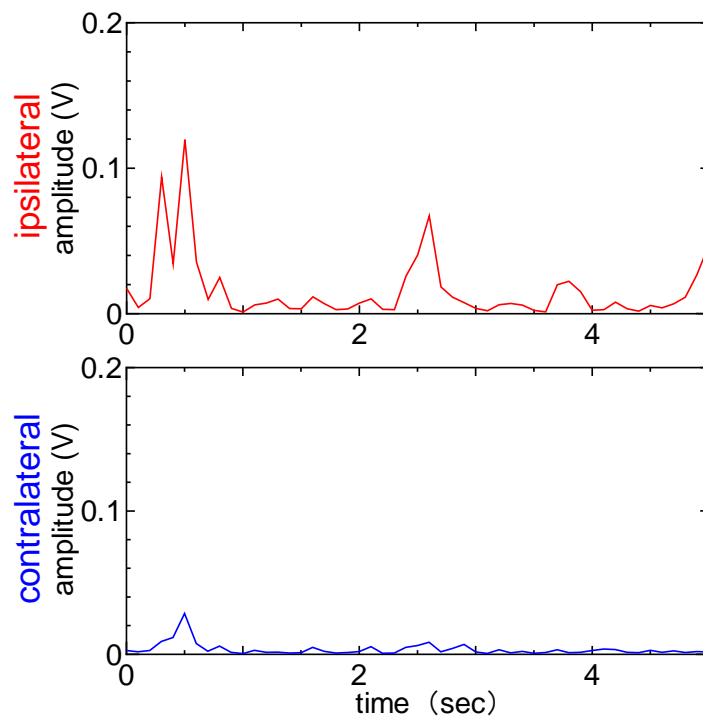


Fig. 5.3 Time variation in components of 160 Hz

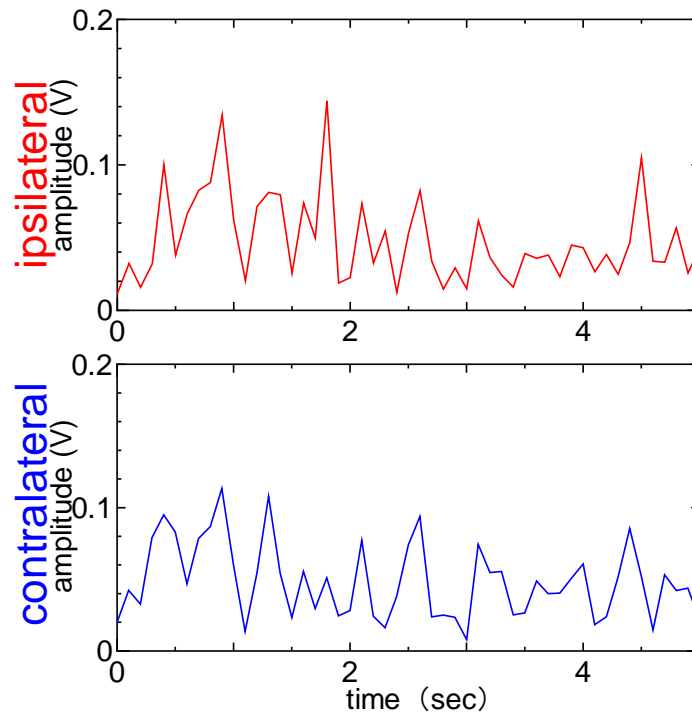


Fig. 5.4 Time variation in components of 80 Hz

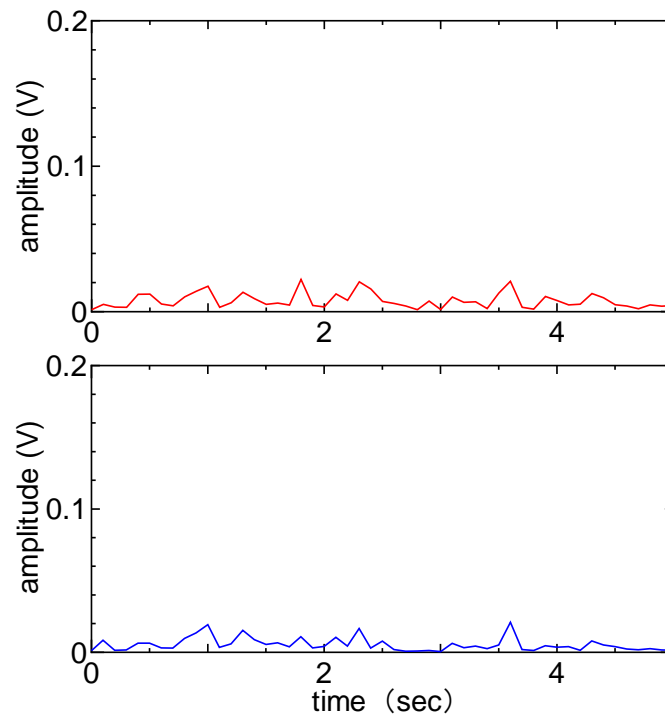


Fig. 5.5 Time variation in components of 160 Hz

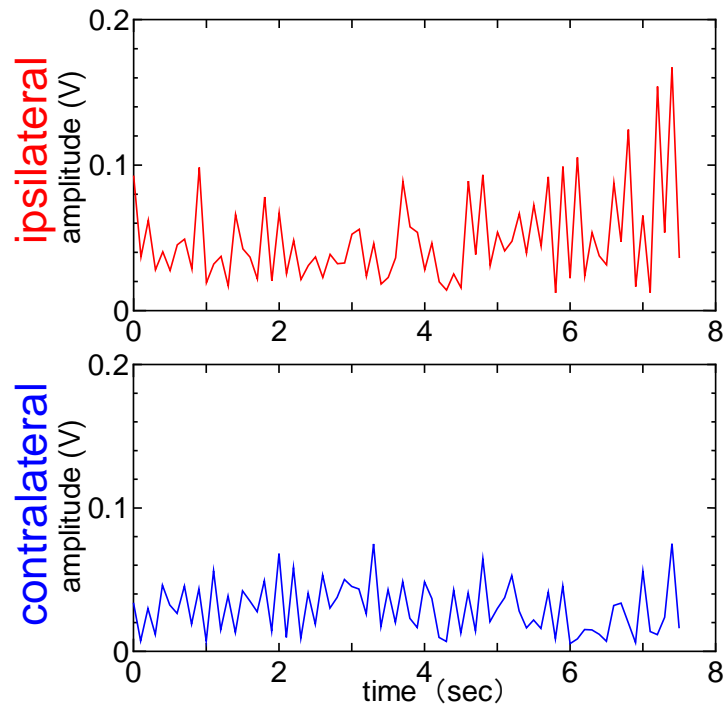


Fig. 5.6 Time variation in components of 80 Hz

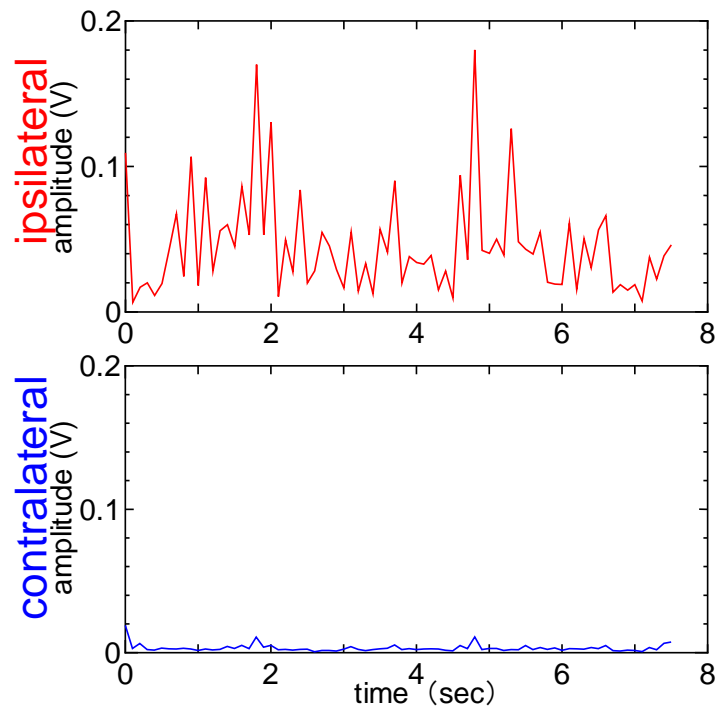
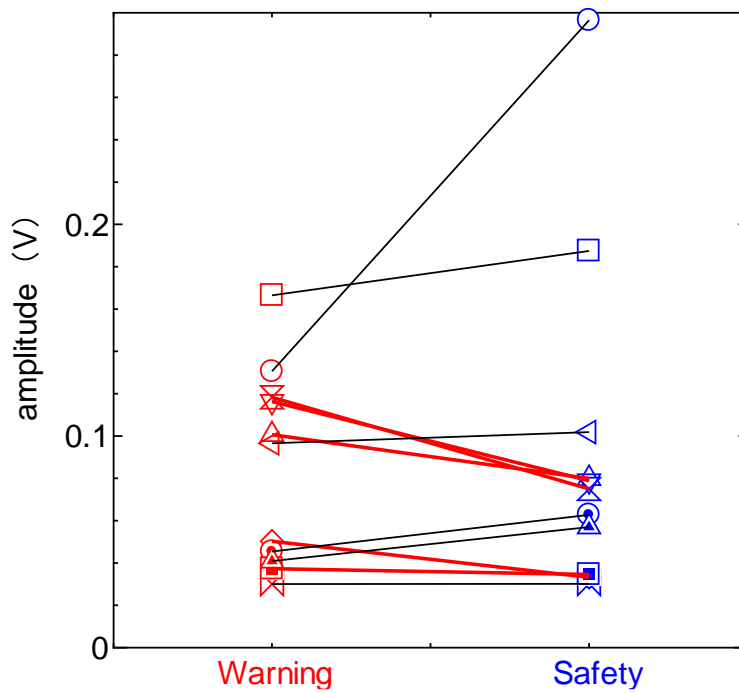
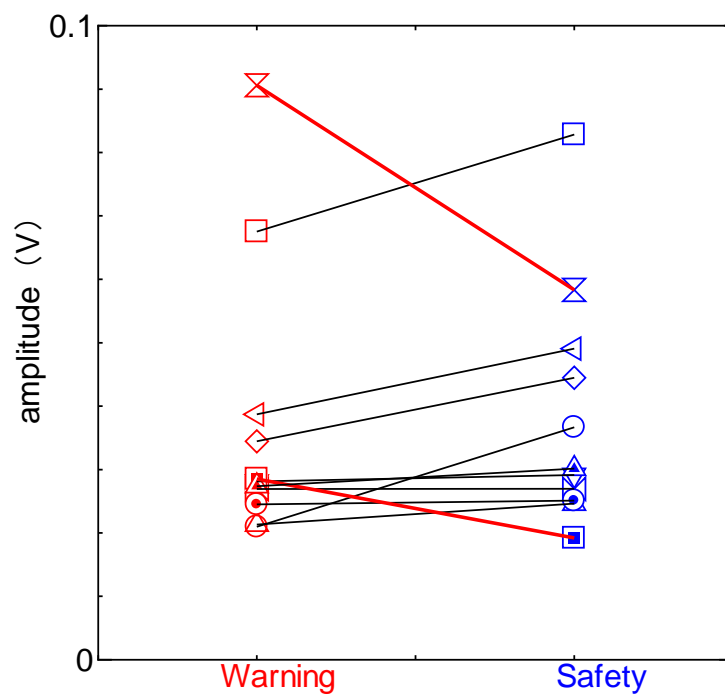


Fig. 5.7 Time variation in components of 160 Hz

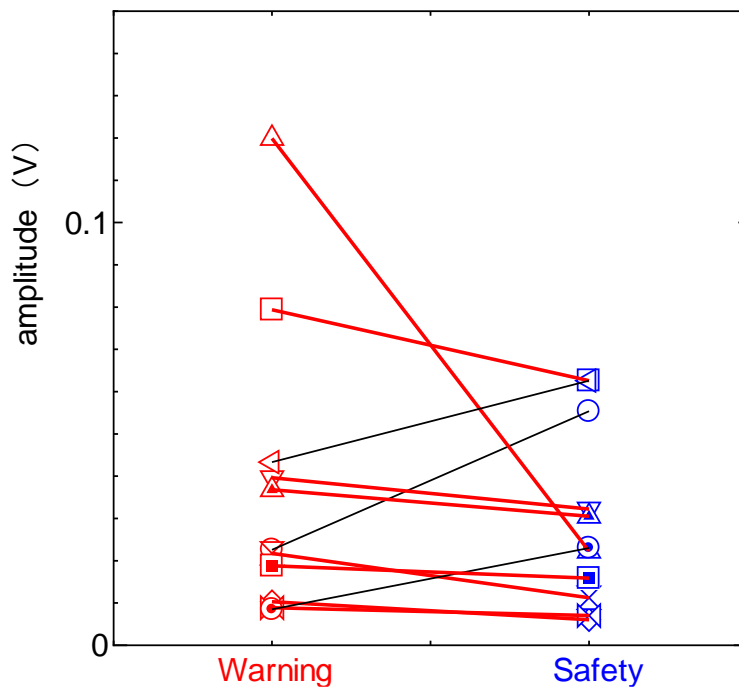


(a) Average of the ipsilateral amplitude

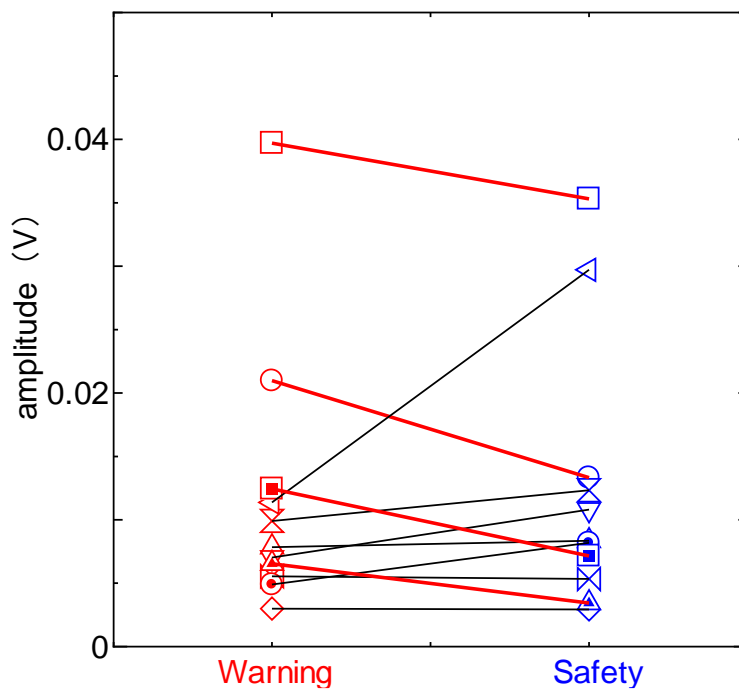


(b) Average of the contralateral amplitude

Fig. 5.8 Average amplitude of components of 80 Hz



(a) Average of the ipsilateral amplitude



(b) Average of the contralateral amplitude

Fig. 5.9 Average amplitude of components of 160 Hz

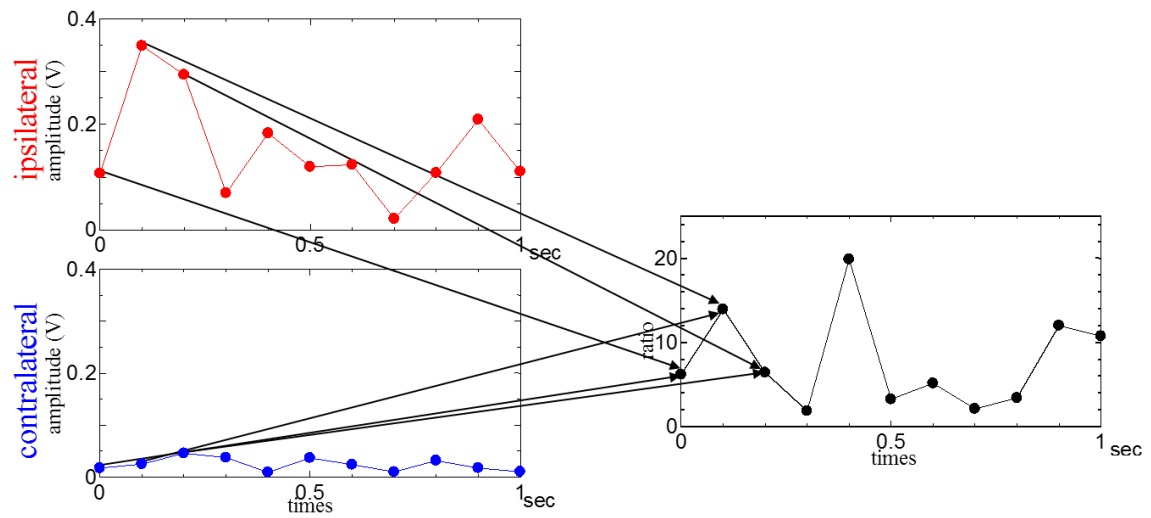


Fig. 5.10 Method of finding amplitude ratio with time variation in the target frequency band

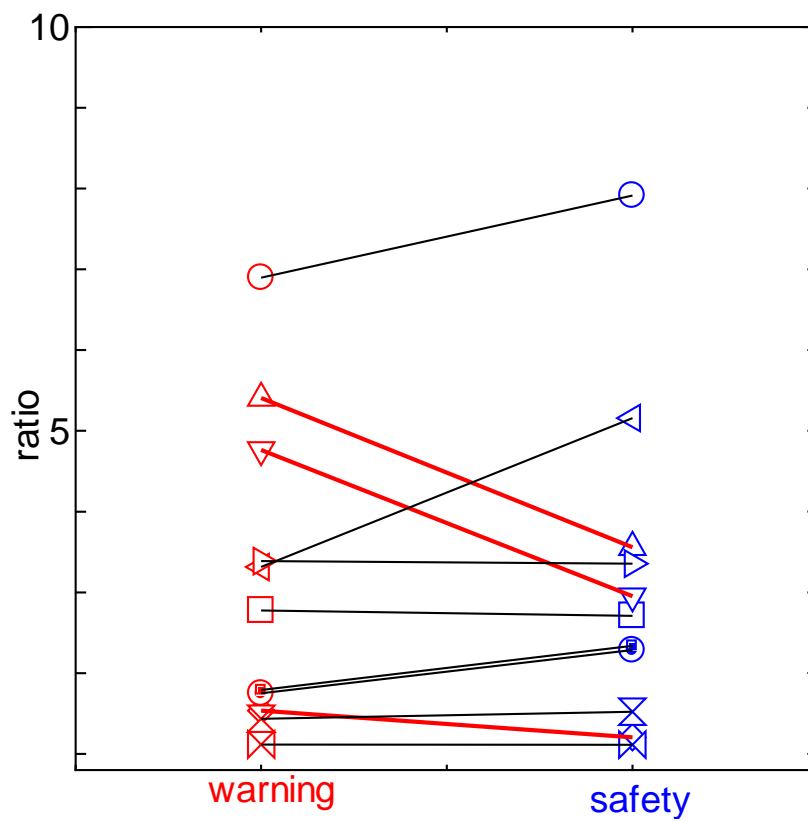


Fig. 5.11 Amplitude ratio of components of 80 Hz

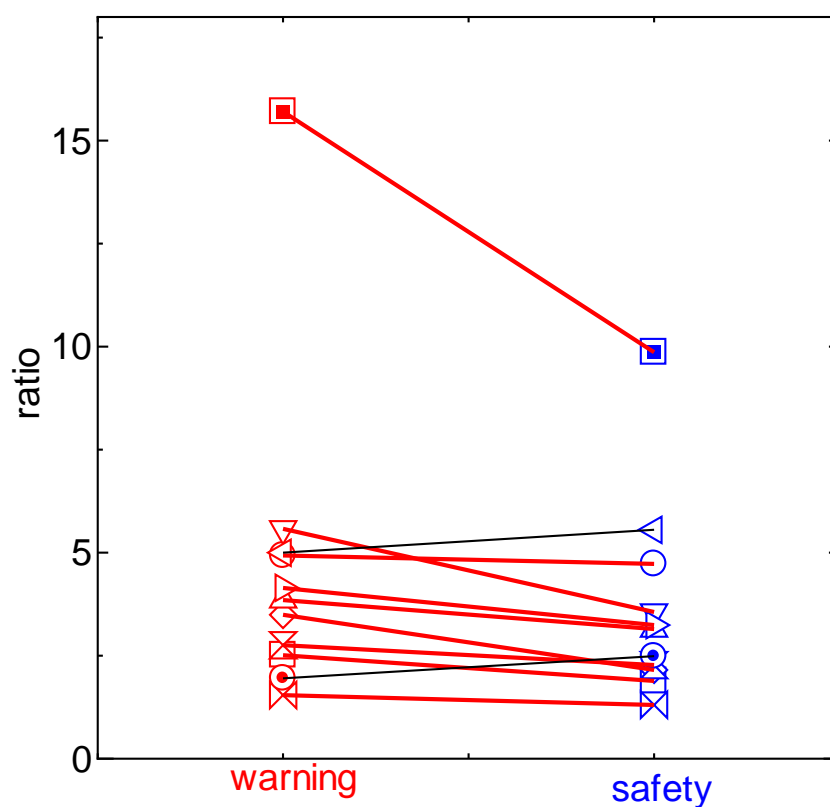


Fig. 5.12 Amplitude ratio of components of 160 Hz

第 6 章 眼球振動計測時での左右のフィルム間位相差

Fig. 2.1 のように副鼻腔内は空洞で構成されており, MD の削除位置によってそれぞれの左右のフィルムとの距離が異なる. そこで, 注目周波数での位相差を求めることによって, 振動波形の到達距離から MD がより眼球の位置に近い状態で病的粘膜を削除していることが判断できる特徴の検出を試みた.

6.1 左右の振動波形の位相と位相差の時間変動の分析方法

左右の振動波形の位相を求める為に MD を用いて病的粘膜を削除する際, 刃先の回転によって発生することが考えられる振動波形の周波数成分として 60Hz, 70Hz, 80 Hz に注目した. 注目した周波数に幅を持たせた理由は, 実際に病的粘膜の切除や吸引する際に回転数や吸引力が低下する可能性があるためである. 振動波形の FFT 解析を連続して行い, 注目している周波数の位相の時間変化を Fig. 6.1 のように求め観察した.

次に, 削除側と対側での振動波形の位相差を求めた. はじめに, Fig. 6.1 の方法の位相の時間変化を求めた. 求められた削除側と対側での位相の時間変動から位相差を求めるために, 削除側で得られた位相から対側で得られた位相を引き算することで位相差を求めた. 位相の引き算を 0.1 s ごとに行うことで両者の位相差(削除側－対側)の時間変動を観察した.

6.2 分析結果

被験者(男性)の副鼻腔真菌症左内視鏡下副鼻腔手術中に, MD を用いて眼窩内側壁付近の病的粘膜を削除している際, PVDF フィルムによって計測された振動波形に着目した. 60 Hz, 70 Hz と 80 Hz おける削除側と対側の脛に貼り付けた PVDF フィルムで計測された振動波形に対して 0.1 s ごとに求めた FFT 解析から位相を求めた結果が Fig. 6.2 に示す. 3 つの周波数それぞれで, 削除側と対側の位相の時間変動があまりにも大きく違いが確認できなかった.

Fig. 6.2 の結果を踏まえて位相差の時間変動を求めた. 位相の時間変動を求めたものと同様に術中に MD が眼窩内側壁付近の病的粘膜削除時に PVDF フィルムで計測した振動波形に対し, 7.1 の方法を用いて削除側と対側の引き算から位相差を求め, 0.1 s ごとでの時間変動を Fig. 13 示す. 60 Hz の結果に注目すると, 0 ~ 2 s では変動が正と負のあるものの 2 ~ 4 s では 100 度程度で連続していることが確認できる. 70 Hz の結果では, 60 Hz の結果と比較して変動は少なく安定して正の位相差で連続している. 80 Hz の結果に注目すると 70 Hz と同様に変動が少なく正の位相差で連続していることが確認できる. 3 つの周波数で一致した特徴として時間の幅は違いながらも正の位相差が連続していること

が確認できた。同被験者に対して、上顎洞付近の病的粘膜に MD を用いて削除した際、PVDF フィルムで計測した振動波形の削除側と対側での位相差を求めた。60,70 と 80 Hz での位相差の時間変動では、変動が正と負で大きく表れていることが確認出来た。特に 80 Hz の結果に注目すると、4~6 s では負の領域で変動していることが特徴的であった。

上記と異なる被験者（女性）の慢性副鼻腔炎左内視鏡下副鼻腔手術中に、MD を用いて眼窩内側壁付近の病的粘膜を削除している際、PVDF フィルムによって計測された振動波形に着目した。振動波形の FFT 解析を繰り返し行い、注目している周波数ごとに MD の削除側と対側での位相を比較するために 0.1 s ごとに左右の眼球振動の位相差を求めた。60 Hz の結果では、正と負の位相差が変動しているが 5~10 s で正の値をとる傾向となっていた。70 Hz の結果では、60 Hz と同様の傾向が見られた。80 Hz の結果では、3~8 s で他の周波数と比較しても 100 度程度で安定した位相差となっていることが確認できる。

6.3 考察

削除側と対側での振動波形の位相差を求めた。この際に、眼窩内側壁付近の病的粘膜に対して MD を用いて削除した際の振動波形の位相差を求めた。また、同じ被験者の術中に上顎洞の病的粘膜を MD で削除した際の振動波形の位相差を求め、比較を行った。

要注意状態で MD を用いて病的粘膜を削除した際に、比較的安定して正の位相が求まり、安全状態では正と負の変動が大きくなることが確認できた。位相差を求めた 9 症例のうち 5 症例で同様な結果であった。残りの 4 症例では要注意状態であるにもかかわらず、位相の遅れを表す負の位相差が連続で確認された時間もある。

負の位相差の原因としては、削除する際に MD のシェーバ部の根元が副鼻腔内の他の部位に触れていることがある。一例としては、眼窩内側壁に近い鼻中隔という鼻のしきりに触れることによって、負の値をとる結果の一因となったことが考えられる。

ここで、振幅比の平均と位相差の時間変動を症例ごとに比較した。振幅比の平均は、要注意状態より安全状態の方が平均振幅比が大きい例が 9 症例確認できた。位相差の時間変動については、要注意状態で正の安定した位相差が見られたのは 5 症例であり、どちらの特徴も確認できた症例は 4 件であった。また、位相差の時間変動が安全状態と要注意状態で違いが見られなかった症例は、80, 160 Hz 帯域の振幅比の平均が安全状態よりも要注意状態で大きい 2 症例となっていた。振幅比が大きい場合、対側のフィルムで計測される振動が小さいために正確な位相が算出できず、位相差の変動が大きくなってしまったものと考えられる。これらを踏まえ、手術の危険度（MD 先端が眼窩内側壁付近にある状態）の判断として、160 Hz 帯域の振幅比に着目する方法が有効と考えられる。位相差は、特徴の検出にばらつきがあり、補助的な判断方法としての可能性が考えられる。

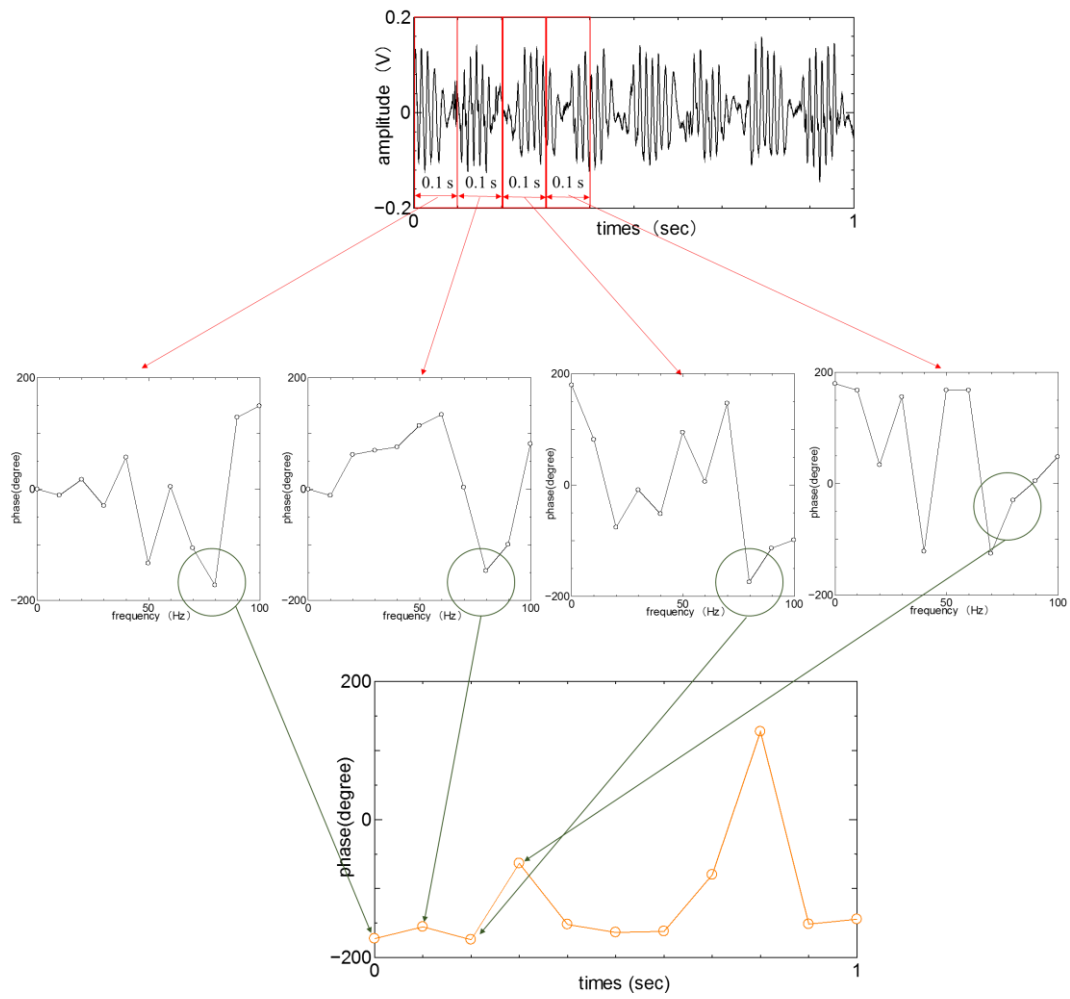
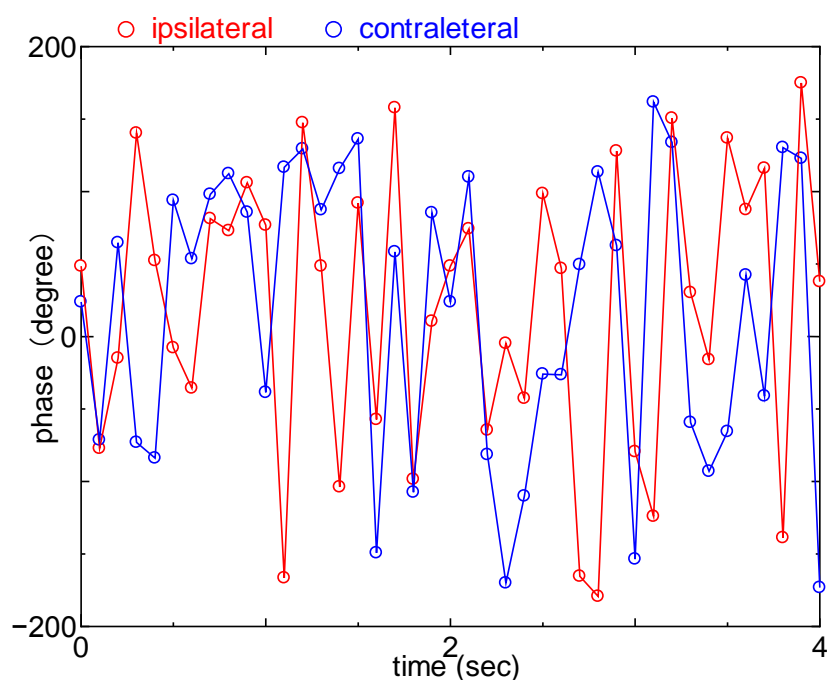
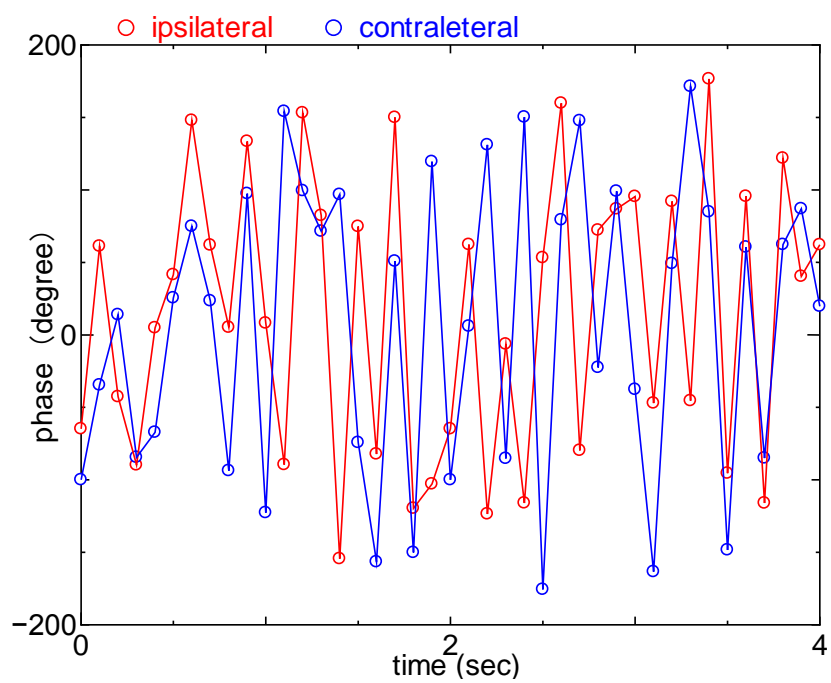


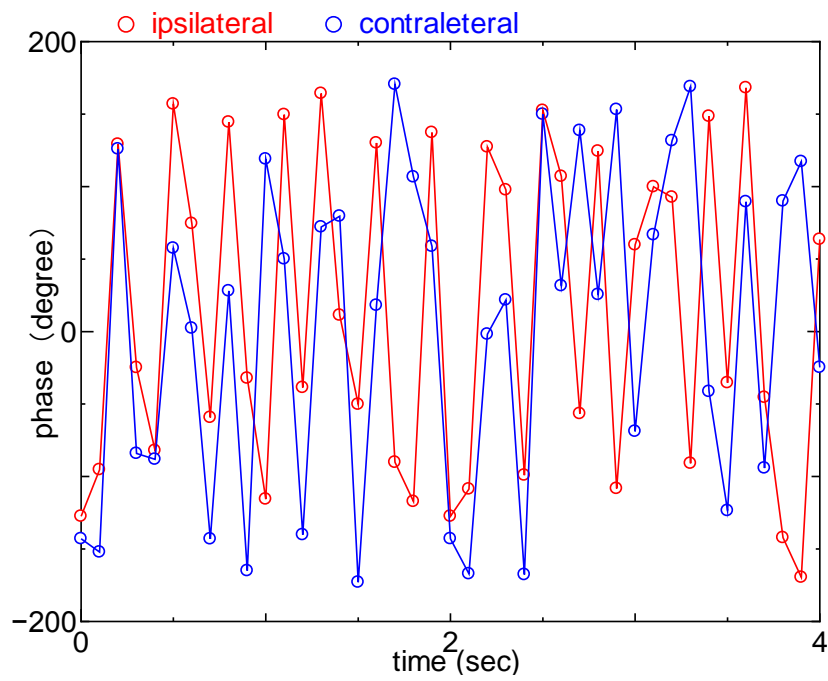
Fig. 6.1 Method of finding phase with time variation in the target frequency band



(a) 60 Hz

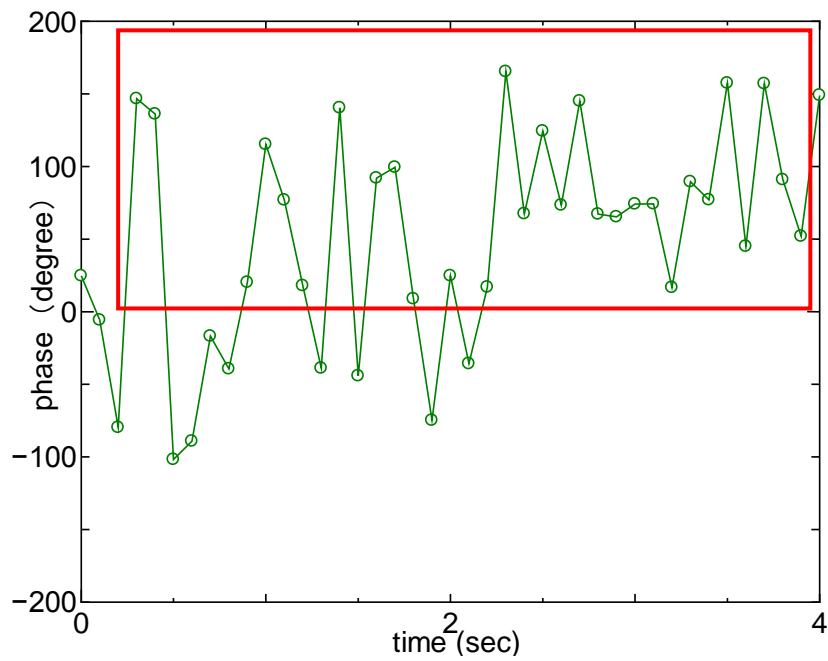


(b) 70 Hz



(c) 80 Hz

Fig. 6.2 Time variation of phase on ipsilateral and contralateral side



(a) 60 Hz

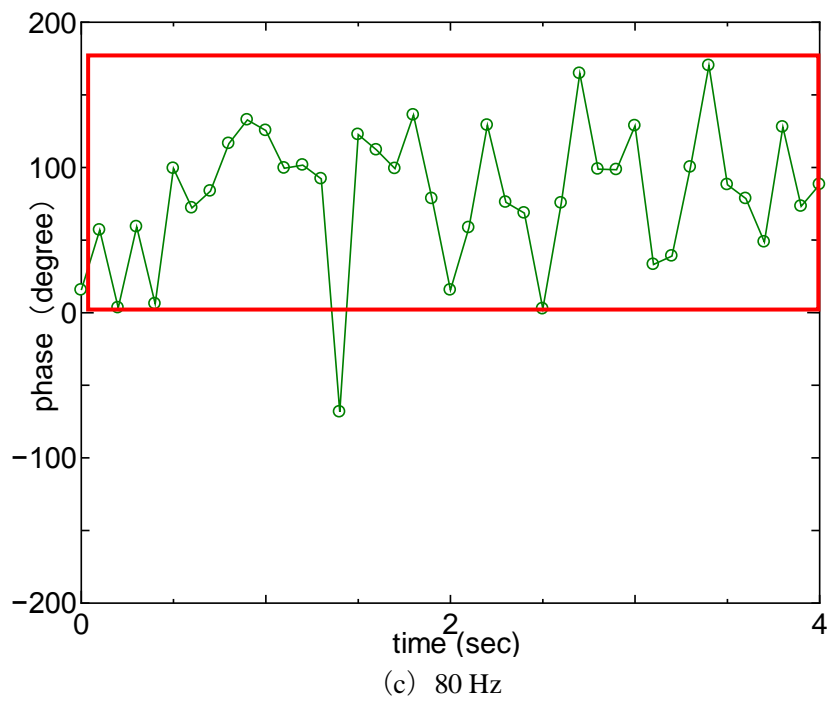
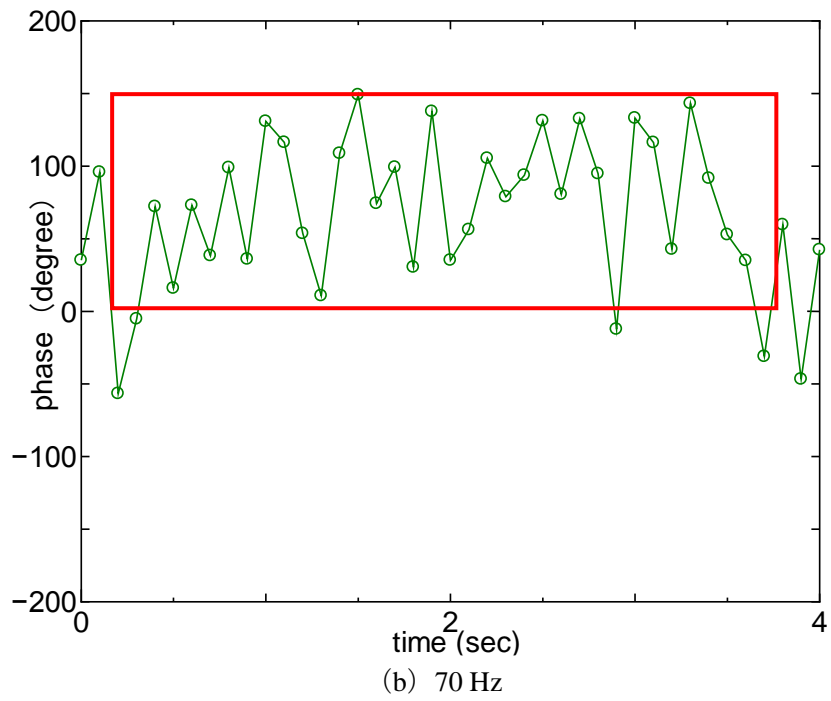
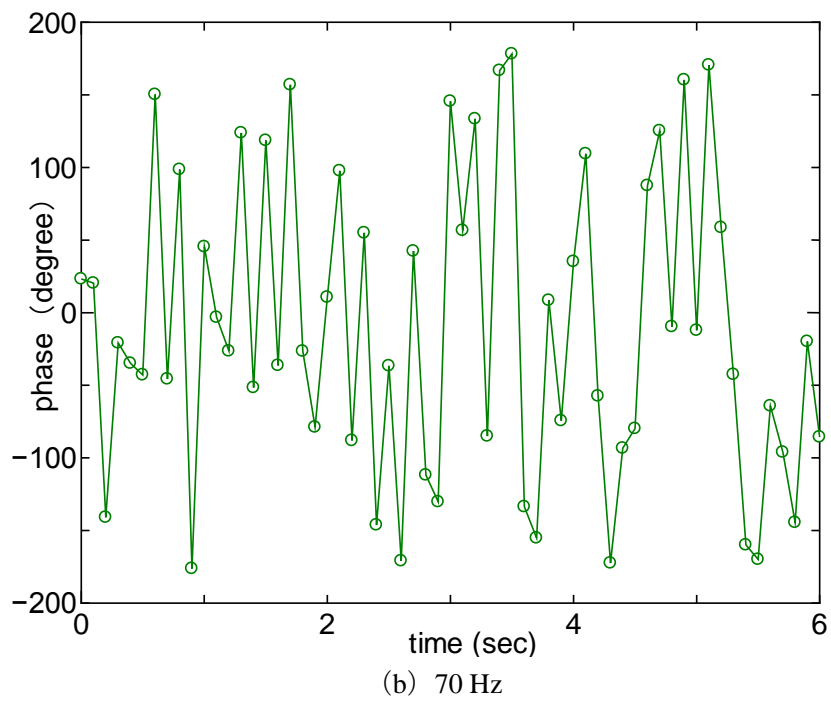
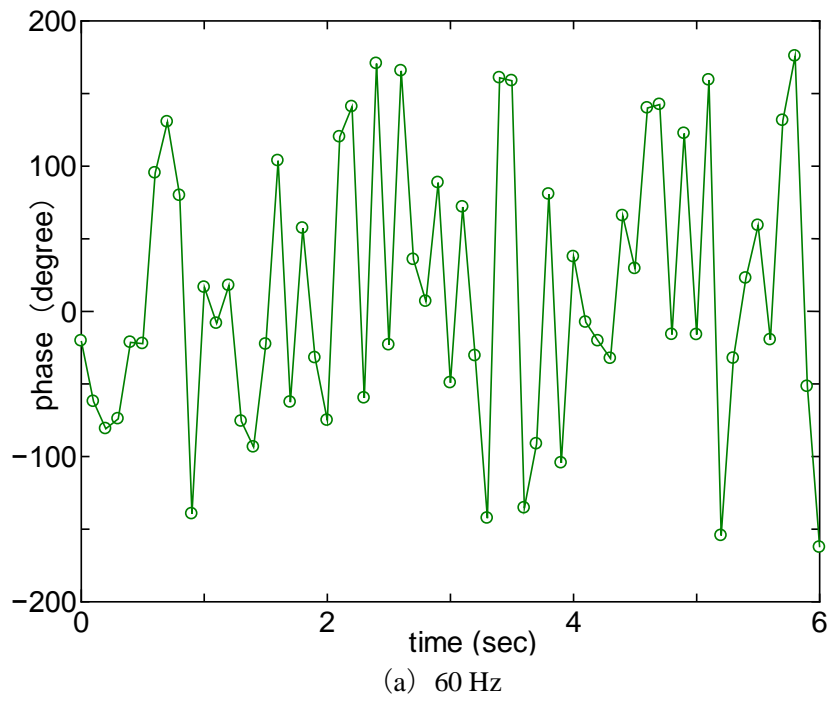


Fig. 6.3 Time variation of phase difference on ipsilateral and contralateral side



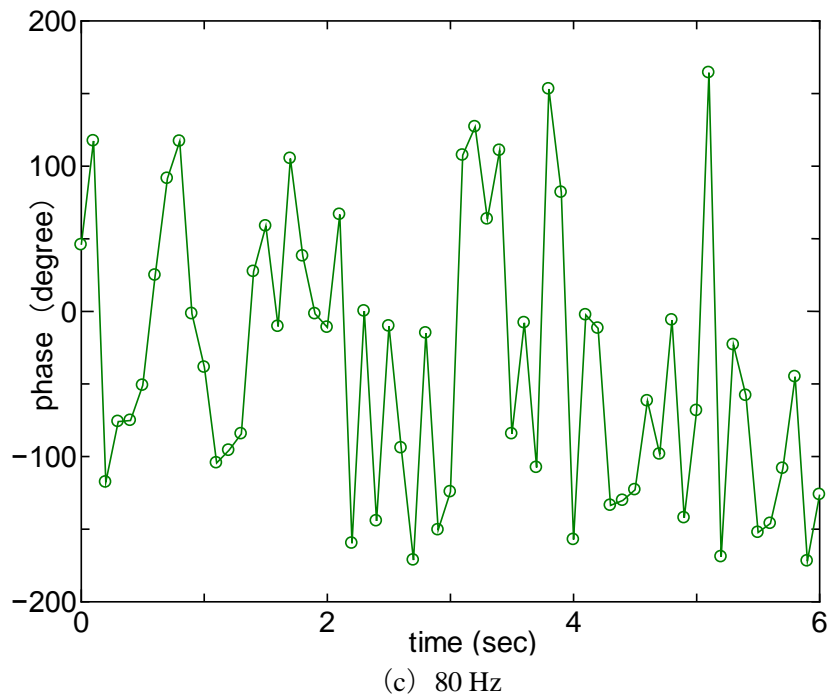
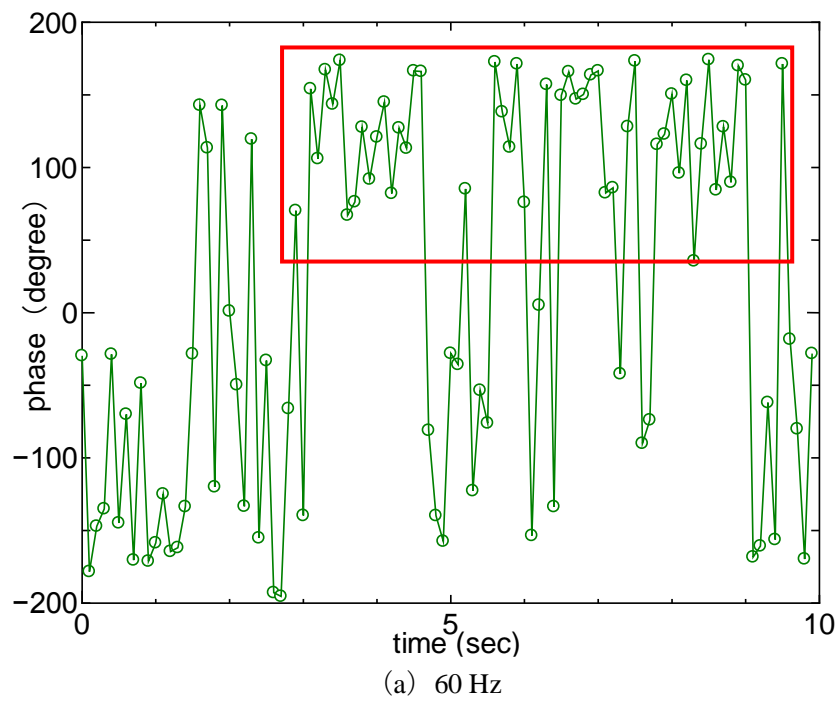


Fig. 6.4 Time variation of phase difference on ipsilateral and contralateral side



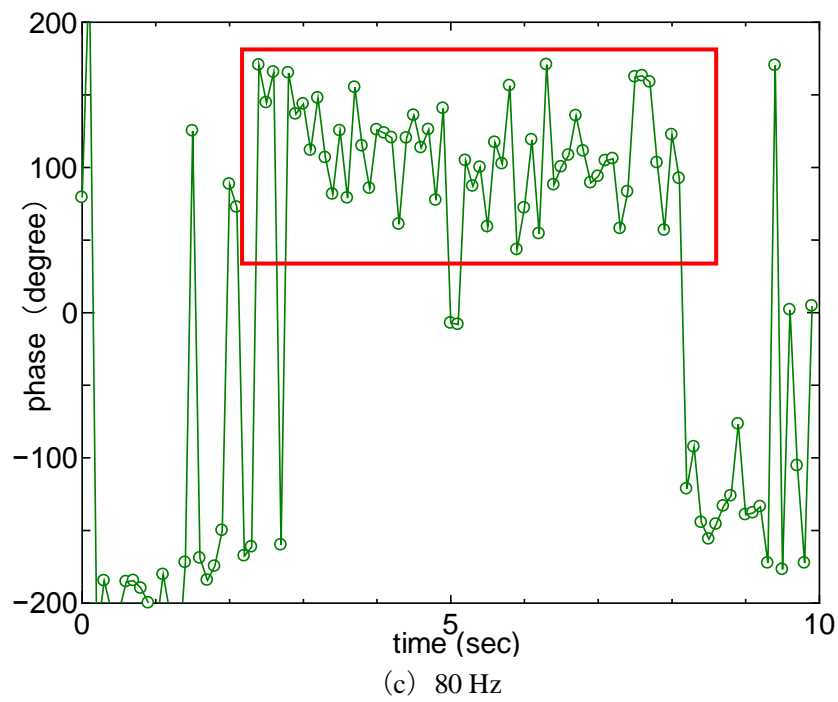
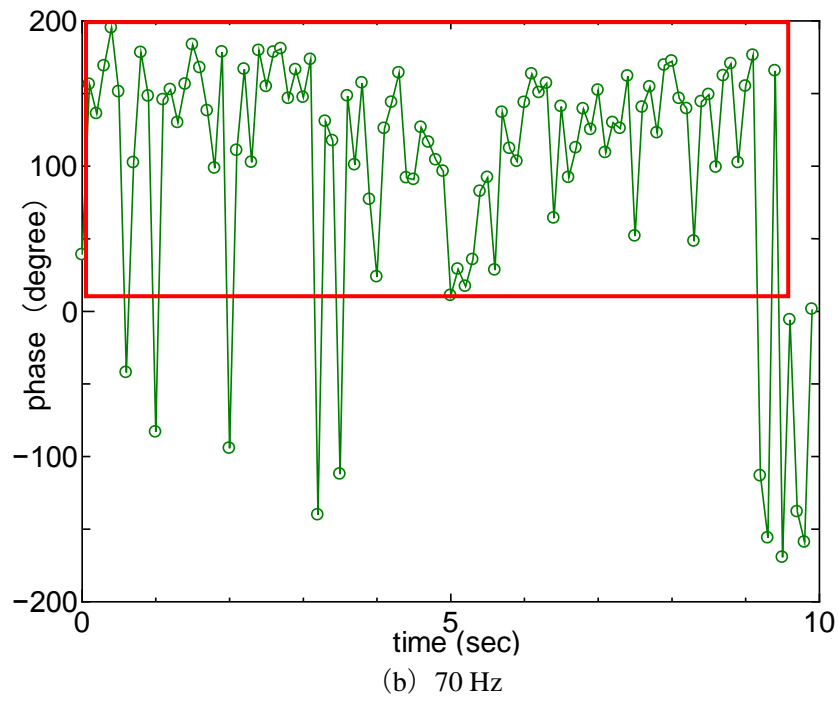


Fig. 6.5 Time variation of phase difference on ipsilateral and contralateral side

第7章 計測に用いる振動センサの検討

内視鏡手術中での計測を行う際、現在は被験者の両目の瞼の上に PVDF フィルムの固定を医師が行っている。計測に使用している SDT-PVDF フィルム (Fig. 3, シールド付ピエゾセンサ) はプラスチック製ハウジング付きのピエゾフィルムと同軸ケーブル (AWG ピエゾケーブル, 東京センサ) で構成されており, EMI 環境に対応したセンサとなっている。計測時に、フィルムのプラスチック部分を被験者の眉毛の部位に固定することが多い。被験者の中でも堀の深い方に関しては、固定することが困難となっている。そこで、プラスチック部分がないリード線部の長い FDT-PVDF フィルム (Fig. 7.1, FDT ピエゾセンサ, 東京センサ) で計測が可能であるか検討した。FDT-PVDF フィルムは、長方形のピエゾセンサ部からオフセットをとって柔軟性のある回路材であるピエゾポリマーテール (柔軟性のあるリード線) が延びており、出力先に対して BEC コネクタによって接続される。FDT-PVDF フィルムを用いて、眼球の湾曲した面をモデル化した水風船と、人体ノイズの影響を確認するため前腕で計測可能か検討した。

7.1 水風船での振動計測

7.1.1 実験目的

従来用いている振動センサである SDT-PVDF フィルムと FDT-PVDF フィルムで計測可能な振動の大きさおよびノイズ量などの比較を行った。湾曲した面で振動計測が可能か検討した。水風船上に各フィルムを固定し、水風船上で振動計測が可能か検討した。

7.1.2 実験に用いる振動センサ

実験に使用したフィルムは、SDT-PVDF フィルム、FDT-PVDF フィルムとした。さらに、FDT-PVDF フィルムには分類わけとして BEC コネクタとチャージアンプの接続に 2 本のリード線および同軸ケーブルを用いた 2 種類、さらに同軸ケーブルに用いた場合にピエゾポリマーテール部にアルミホイルを巻いてシールドしたものを用意し、計 4 種類のフィルムを比較した。

7.1.3 実験方法

実験方法を Fig. 7.2 に示す。塩化ビニル板 (350 mm×3 mm×200 mm) 上加振点と計測点での距離が 100 mm になるように位置を決め、計測点に水風船を固定した。加振点には、加振器を用いて振動を板に与えた。計測点には眼球を模した水の入った風船を用いた。

この風船と板は両面テープによって固定し、水風船の大きさも直径 40 mm 程度で一定とした。固定された風船上にサージカルテープ、裏打ちにゲルシート（ハイパーゲルシート 高度 30 度、エクシール）を用いて各フィルムの貼付を行った。また、加振器の固定にも両面テープを用いた。PVDF フィルムで生じた電荷をチャージアンプ（MODEL-4035, 昭和測定）によって電圧信号に変換され、AD コンバータ（NI USB-6251, National Instruments）で PC に取り込んだ。振動を与える時間は 5 秒程度とした。フィルムごとに 3 回の試行を行い、計測された振動波形を LabVIEW を用いて FFT 解析し、加振器による振幅とノイズによる振幅を比較した。

7.1.4 実験結果

水風船を計測対象にし、50 Hz のハイパスフィルタを適用したそれぞれの振動波形と FFT 解析を Fig. 7.3 に示す。また、50 Hz のノイズ成分と加振器の振動によって計測できた 170 Hz での振幅の平均を Fig. 7.4 に示す。BEC コネクタに導線で接続した FDT-PVDF フィルムでは、ノイズの量が大きく、加振器による振動は 0.02 V 程度の計測結果となった。BEC コネクタに同軸ケーブルで接続した FDT-PVDF フィルムではノイズの量が上記の導線で計測されたノイズ量より半分程度になっており、加振器による振動はノイズと同レベルの 0.09 V 程度が計測できた。また、アルミホイルでピエゾポリマーテール部をシールドした FDT-PVDF フィルムの計測結果ではノイズと加振器による振動は対策なしと同程度の振幅を計測した。振動計測が可能な FDT-PVDF フィルムとしては、BEC コネクタに同軸ケーブルを用いる必要があることが確認できたが、SDT-PVDF フィルムと比較するとノイズ量が大きく、計測可能な加振器の振幅も小さくなる結果となった。

7.2. 人体ノイズを考慮した振動計測

7.2.1 実験目的

4.1 の計測結果では、脇を考慮した曲面上に対して導線を BEC コネクタに使用した FDT-PVDF フィルム以外の PVDF フィルムでは振動計測が十分にできることが確認出来た。そこで、人体ノイズがある状況で計測可能か検討するため、左前腕に振動を与え、各フィルムで計測を行った。

7.2.2 実験に用いる振動センサ

計測に用いたフィルムとしては、SDT-PVDF フィルム、FDT-PVDF フィルム、およびピエゾポリマーテール部をシールドした FDT-PVDF フィルムで計測を行った。ここで、2 種

類の FDT-PVDF フィルムともに、接続部の BEC コネクタには同軸ケーブルを用いた。計 3 種で計測を行った。

7.2.3 実験方法

実験方法を Fig. 7.5 に示す。計測対象は左前腕とした。加振器を左前腕に布バンドを用いて固定し振動を与え、その際の振動を各フィルムで計測した。計測点は、加振点から 100 mm 程度とした。計測点では、各フィルムを用いて振動の計測を行った。サージカルテープ、裏打ちにゲルシート（ハイパーゲルシート高度 30 度、エクシール）を用いて各フィルムの貼付を行った。また、加振器の固定にも両面テープを用いた。PVDF フィルムで生じた電荷をチャージアンプ（MODEL-4035, 昭和測定）によって電圧信号に変換され、AD コンバータ（NI USB-6251, National Instruments）で PC に取り込んだ。振動を与える時間は 5 秒程度とした。フィルムごとに 3 回の試行を行い、計測された振動波形を LabVIEW を用いて FFT 解析し、加振器による振幅とノイズによる振幅を比較した。

7.2.4 実験結果

左腕を対象にした計測結果では、50 Hz のハイパスフィルタを適用した振動波形、FFT 解析を Fig. 7.6 に示す。50 Hz 成分と加振器の振動によって得られる 170 Hz 成分での振幅の平均が Fig. 7.7 になる。7.1.4 の水風船を用いた計測結果と比較して、どのフィルムもノイズ量が非常に小さい振幅であることが確認できた。また、加振器により生じた振幅ではどのフィルムも同程度の計測結果となった。これより、先行研究で用いていた SDT-PVDF フィルムと同様に FDT-PVDF フィルムでも体表振動が計測可能であることが確認出来た。

また、アルミホイルでピエゾポリマーテール部をシールドした FDT-PVDF フィルムは通常の FDT-PVDF フィルムと比較してノイズが若干小さくなったことが確認出来た。しかし、実際の手術中には除去した粘膜からの出血部の止血のために電気メスを用いる。この際に、リード線部にアルミホイルを用いてシールドした FDT-PVDF フィルムでは金属部位があるために電気メスの影響が危惧された。そこで、実際の手術時の計測では FDT-PVDF フィルムのまま患者の両脛に貼付し、体表振動を計測した。

7.3 体表振動計測結果

接続部の BEC コネクタに同軸ケーブルを用いた FDT-PVDF フィルムを副鼻腔内視鏡手術時に患者の両脛に固定し、眼球振動計測に使用した際の振動波形を示す。脛に対する固定方法は、フィルムの上からゲルシート（ハイパーゲルシート高度 30 度、エクシール）を上に乗せて角膜保護用テープを用いて固定した。PVDF フィルムで生じた電荷をチャージ

アンプ (MODEL-4035, 昭和測定) によって電圧信号に変換され, AD コンバータ (NIUSB-6251, National Instruments) で PC に取り込んだ. 実際に, 加振器を用いて頭頂部に振動を与えた際に計測された振動波形に対して, 50 Hz のハイパスフィルタを適用した振動波形と FFT 解析を Fig. 7.8 に示す. 加振器の振動によって得られる 170 Hz 成分の振幅では, 左右の FDT-PVDF フィルム加振器による振幅は 1.5 倍ほど違い生じる結果となることが確認できる. また, 手術時に MD を用いて左副鼻腔内の病的粘膜を削除している際に計測された振動波形に対して, 50 Hz のハイパスフィルタを適用した振動波形とともに FFT 解析を Fig. 7.9 に示す. 削除側のフィルムでノイズ量が大きく計測できてしまっているが, MD が病的粘膜を削除する際に刃先の回転数 5000 rpm によって生じることが考えられえる 60 – 80 Hz で振幅が確認出来た.

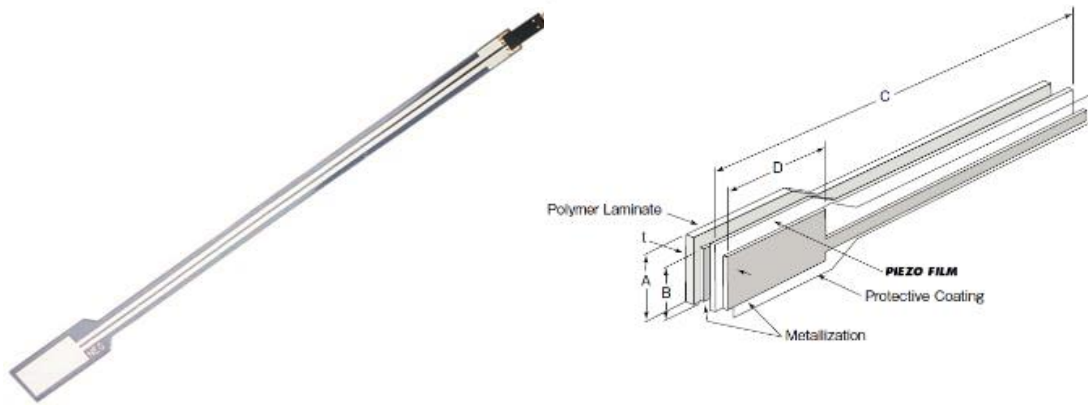


Fig. 7.1 FDT-PVDF film

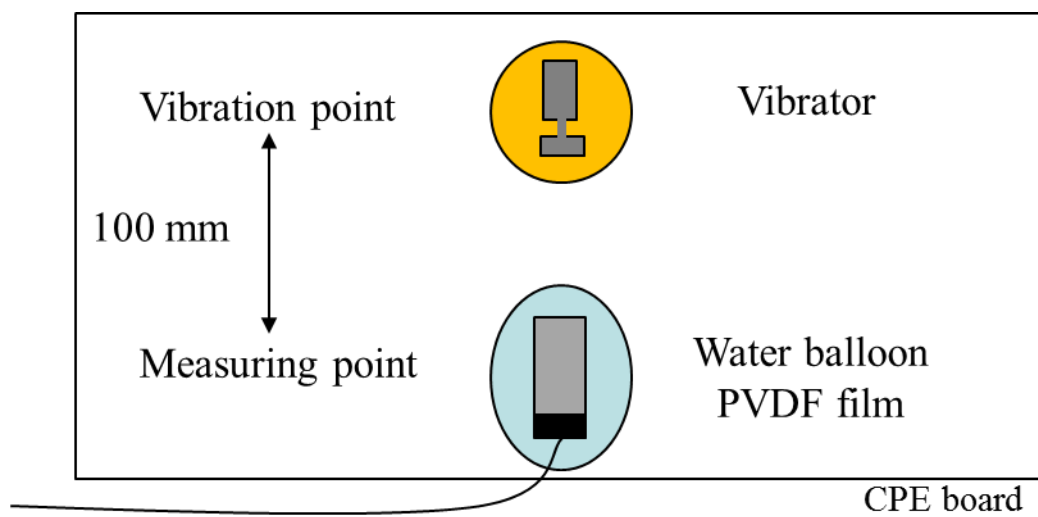
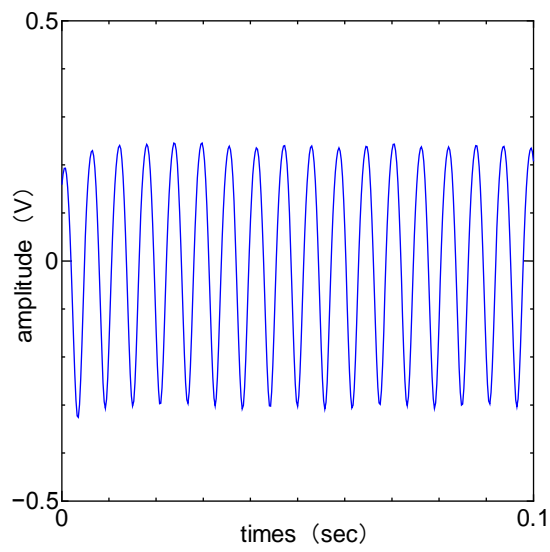
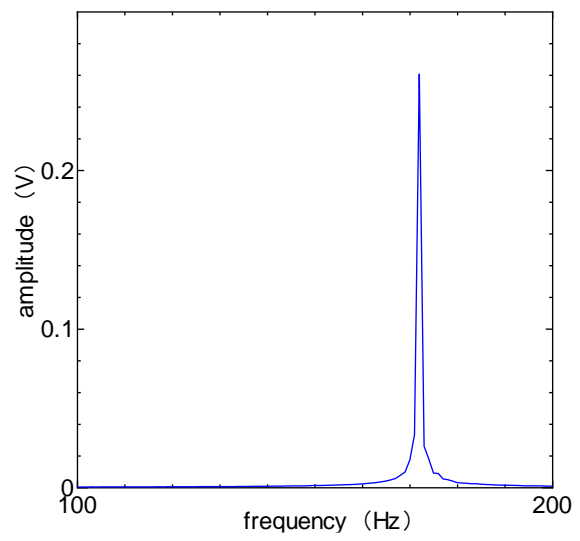


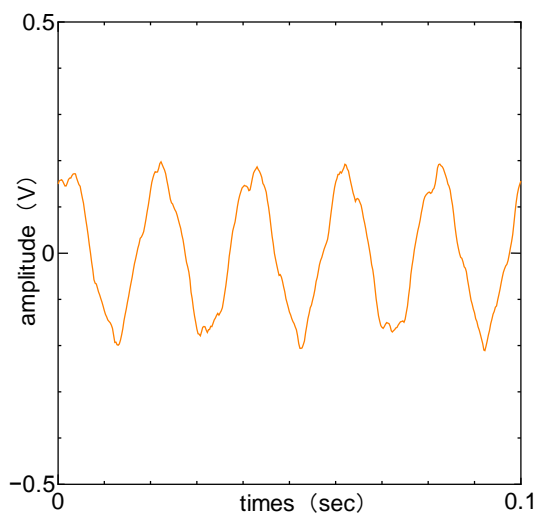
Fig. 7.2 Experimental setup for measuring vibration



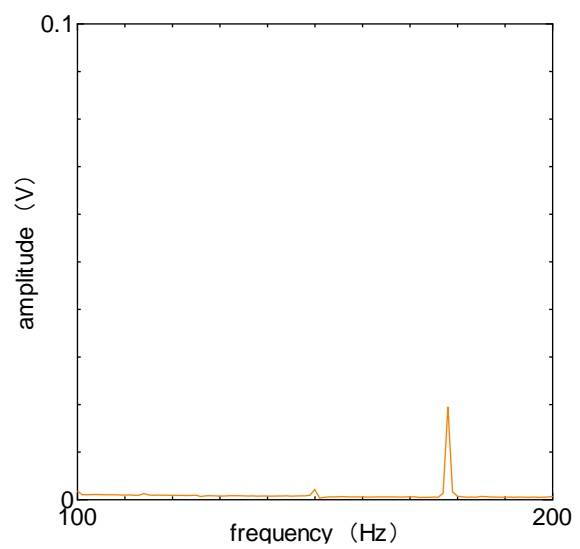
(a) Waveform of SDT PVDF film



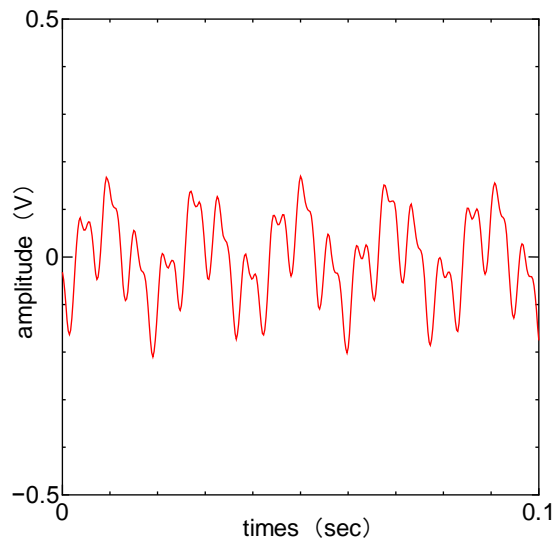
(a) FFT result of SDT PVDF film



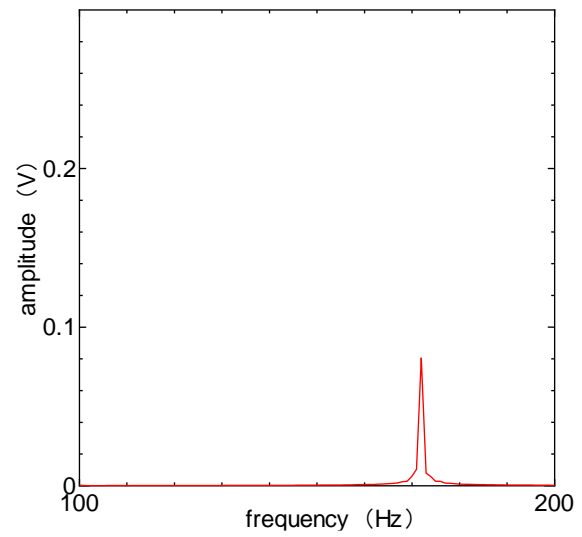
(b) Waveform of FDT PVDF film



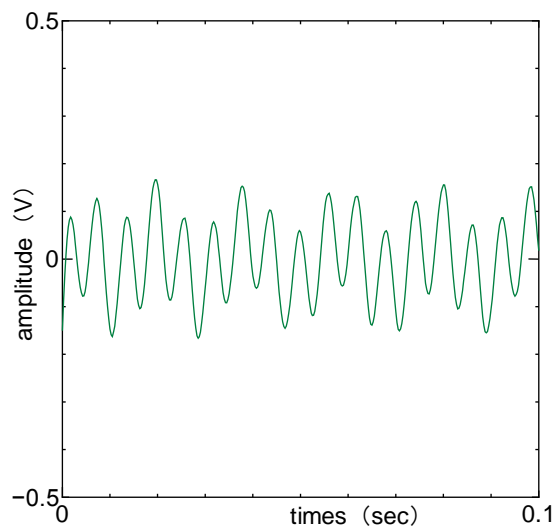
(b) FFT result of FDT PVDF film



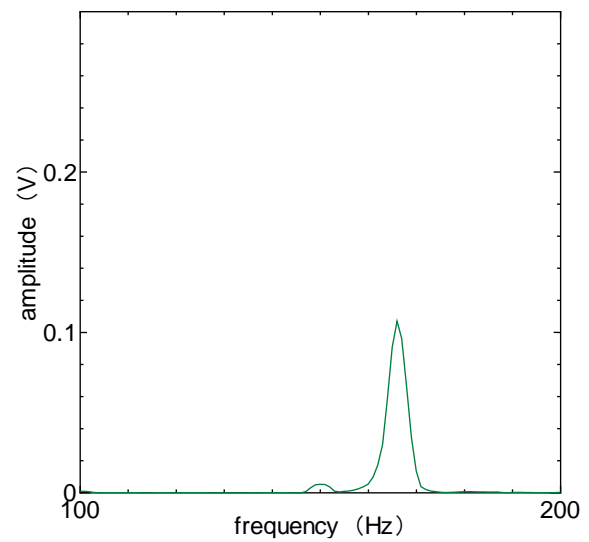
(c) Waveform of FDT PVDF film



(c) FFT result of FDT PVDF film



(d) Waveform of FDT PVDF film



(d) FFT result of FDT PVDF film

Fig. 7.3 Waveform and FFT result on water balloon

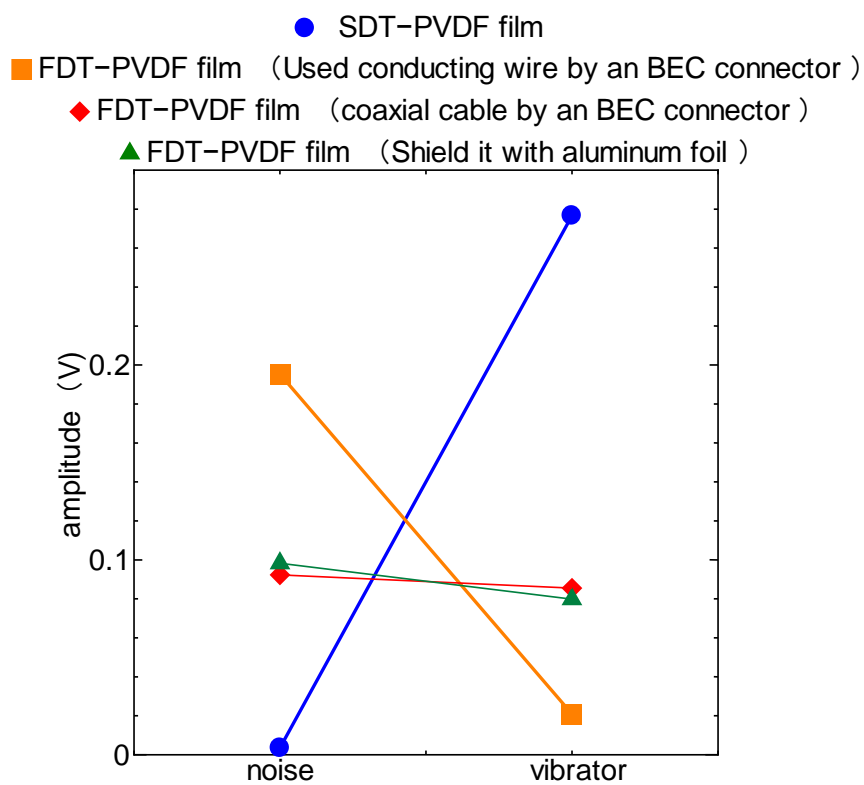


Fig. 7.4 Amplitude of noise and vibrator on water balloon

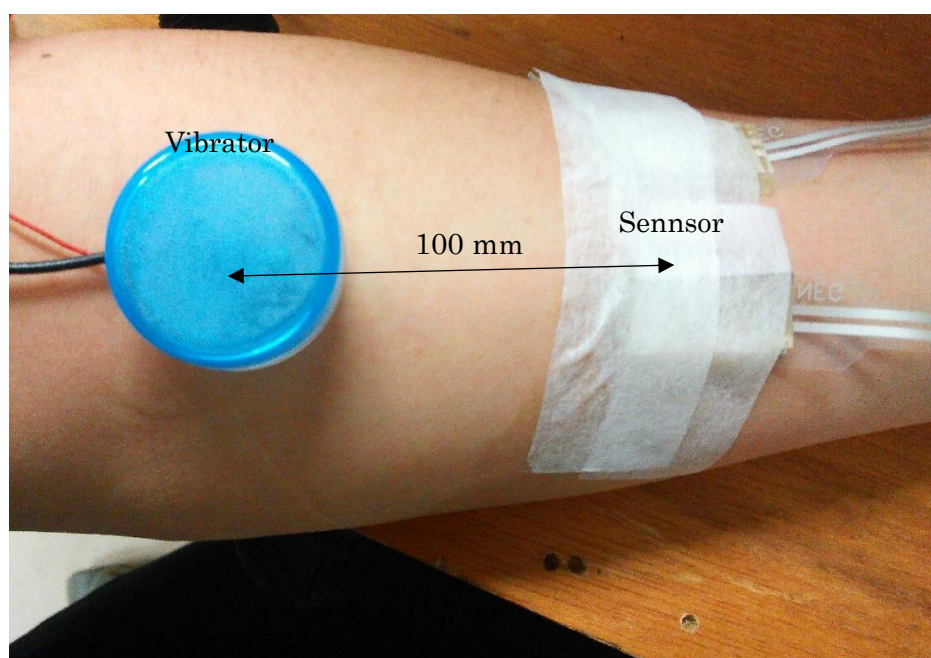
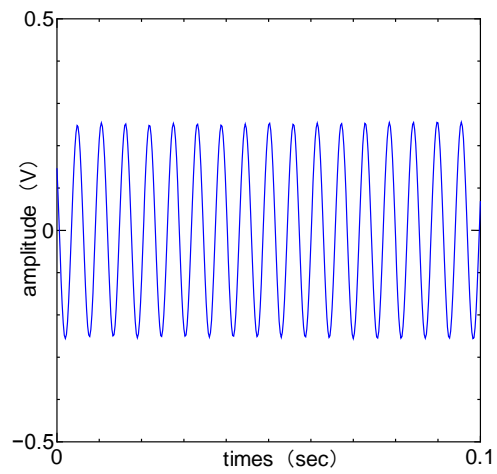
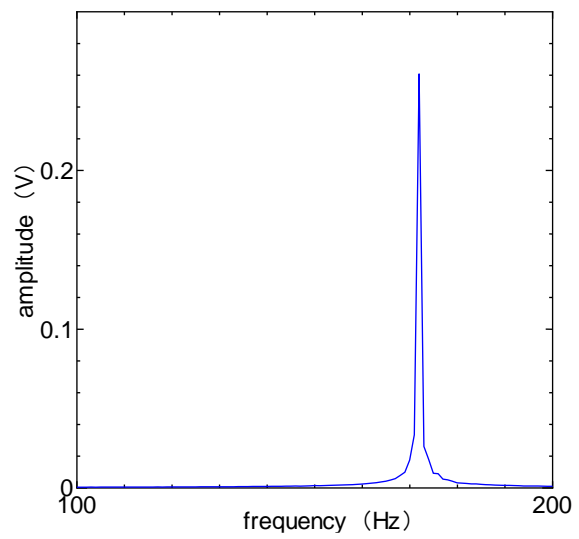


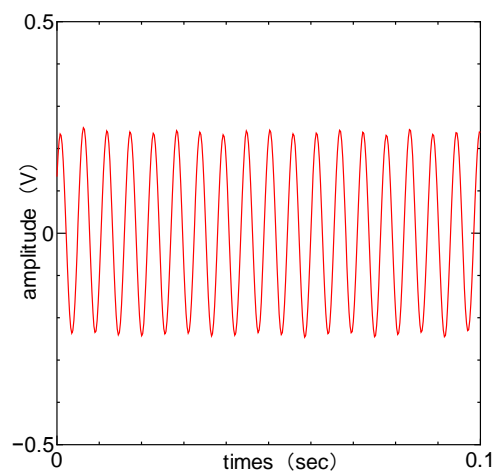
Fig. 7.5 Experimental setup for measuring vibration



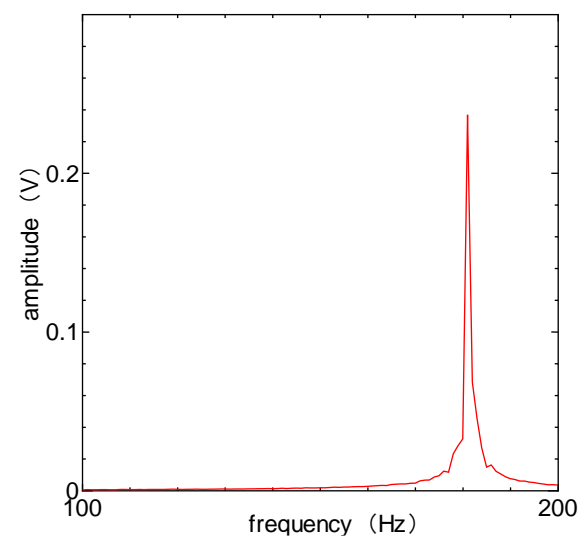
(a) Waveform of SDT PVDF film



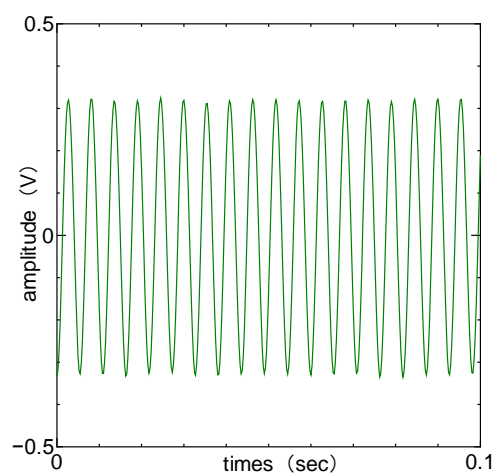
(a) FFT result of SDT PVDF film



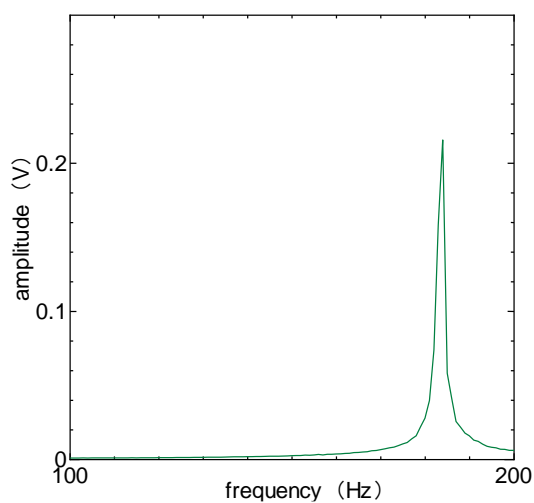
(b) Waveform of FDT PVDF film



(b) FFT result of FDT PVDF film



(c) Waveform of FDT PVDF film



(c) FFT result of FDT PVDF film

Fig. 7.6 Waveform and FFT result on arm

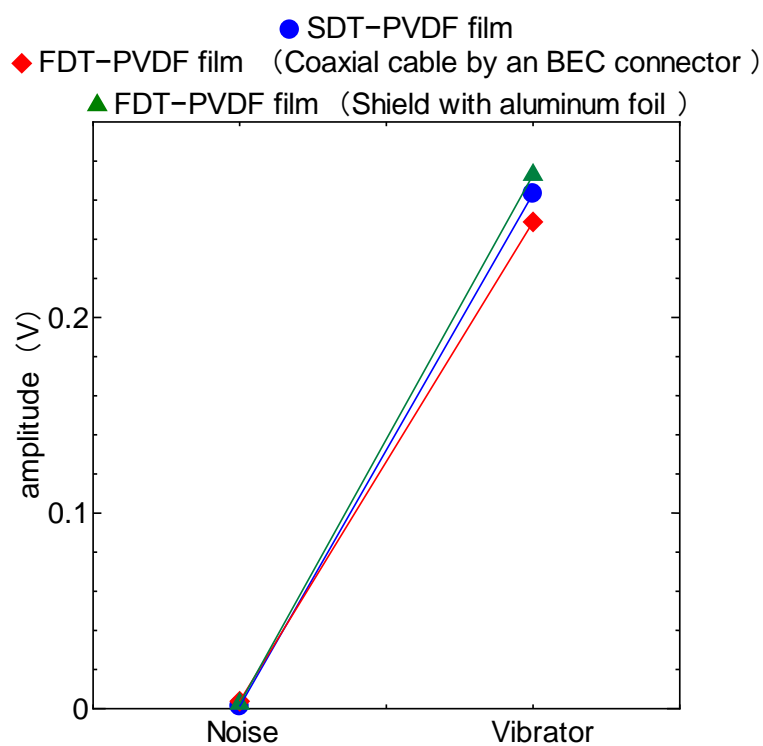


Fig. 7.7 Amplitude of noise and vibrator on arm

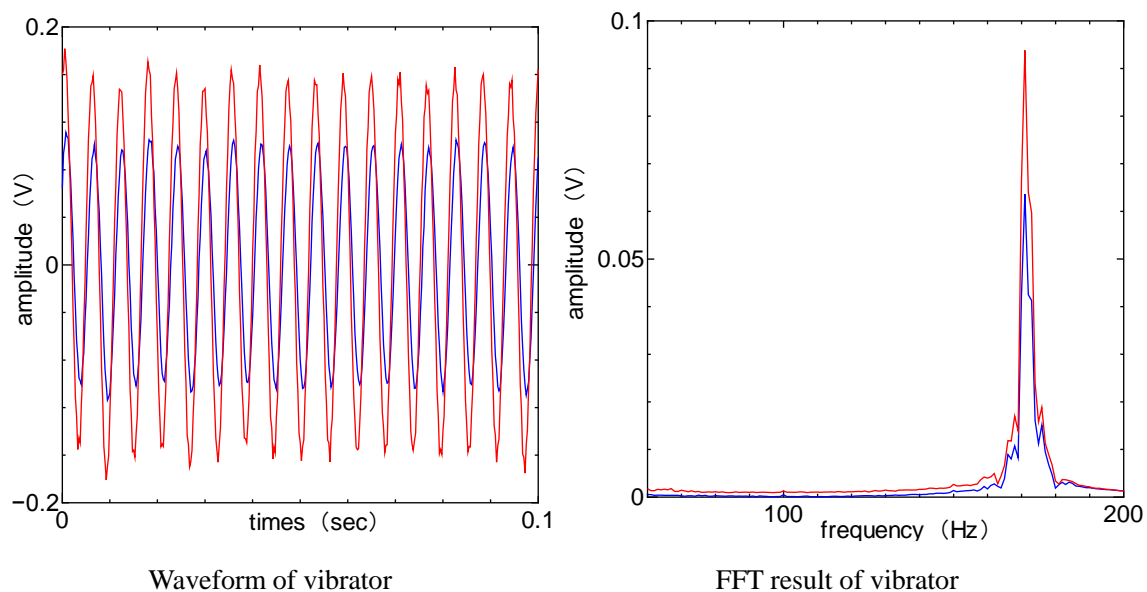


Fig. 7.8 Wavefor and FFT result of vibrator

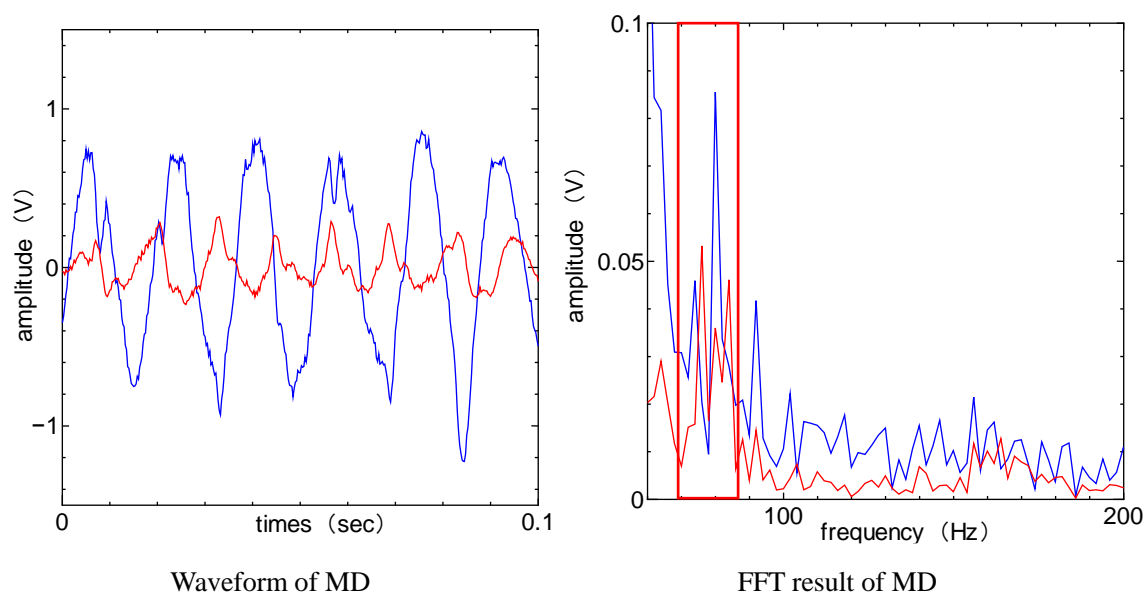


Fig. 7.9 Wavefor and FFT result of caused MD

第7章 結言

新たに周波数成分，位相差を求めた．また，計測時に瞼に振動計測フィルムを貼付する際の煩雑さを軽減するため，使用するフィルムの検討を行った．その結果，以下の知見が得られた．

- ・左右の眼瞼に生じる振動波形の振幅の時間変動，位相差などから，MMD が眼窩内側壁付近を削除している際に，計測できる特徴的な振動成分が確認できた．特に 160 Hz 帯の振幅変動と 80 Hz の位相変動に着目することで，MD による削除時の危険度推定システムの実現可能性を示した．

- ・ piezopolymer 部を有するフィルムはこれまでに用いていたフィルムと同等の出力を得ることが可能で，より被験者の瞼に固定し易くなった．

第8章 今後の展望・課題

160 Hz 帯の振動変動と 80 Hz の位相変動に着目することで、MD による削除時の危険度推定システムの実現可能性を示した。しかしながら、上記の振動成分の特徴と同様の傾向が見られない症例も確認できた。これより、被験者の数およびデータ数を増やすことによって、MD による削除時の振動波形をより蓄えていき、より多くの傾向を得る必要がある。

また、手術中には眼窩内側壁を MD で削ることは実際の副損傷による視力低下を引き起こすことが考えられるため困難である。MD による副損傷の危険度を推定するシステムを作製するには危険な状況下でのデータが無ければ、確実な危険な状況を伝えることは出来ない。そこで、ご遺体や副鼻腔モデルを用いて MD で眼窩内側壁を削開するデータを計測し、本当に危険な状況の前後の振動波形成分からより明確な振動特徴を発見する必要がある。

参考文献

- [1] N. S. Norton, 頭頸部・口腔顎顔面の臨床解剖学アトラス.
- [2] 鴻. 信義, “ESS の基本手技- 適切な鉗子と機器の使い方 -” .
- [3] 瀬野悟史/滋賀医科大学耳鼻咽喉科学教室, “鼻副鼻腔内視鏡手術におけるナビゲーションシステムの比較,” 日耳鼻, 2005.
- [4] 電. 情. 知. 横山貴文, “眼球振動計測による内視鏡下鼻科手術危険度の定量化” .
- [5] 藤枝重治, “好酸球性副鼻腔炎:診断ガイドライン,” 日耳鼻 118, 2015.
- [6] 吉川衛, “副鼻腔真菌症の診断と治療,” 日耳鼻, 2015.
- [7] 東京医科歯科大学医学部耳鼻咽喉科学教室, “CT 画像による上顎洞体積測定・正常例, 慢性副鼻腔炎例の検討 -” .
- [8] 坂. 間島雄一, “慢性副鼻腔炎の治療とその効果” .
- [9] 馬場駿吉, “副鼻腔炎に対する CMX 鼻科用剤のネブライザー噴霧吸入療法による薬効評価” .
- [10] 森山寛, “ESS の合併症と安全な手術” .
- [11] 日本鼻科学会 副鼻腔炎手術技術機能評価委員会, “慢性副鼻腔炎に対する内視鏡下副鼻腔手術—新たな手術分類とその評価—” .
- [12] “内視鏡下副鼻腔手術におけるマイクロデブリッターの適切な使い方” .
- [13] 朝子幹也/関西医科大学耳鼻咽喉科, “当科における hydrodebrider の使用経験,” 耳鼻咽喉科手術支援システム・ナビ研究会.
- [14] Z. SJ, “Frameless stereotaxic integration of CT imaging data .,” 1993.
- [15] 鴻信義, “ナビゲーションシステムを利用した内視鏡下鼻副鼻腔炎嚢胞開放術,” 1999.
- [16] 株式会社東京センサ, “PIEZO FILM PRODUCT INFORMATION” .
- [17] <http://akizukidenshi.com/>, “振動モータ LA4-466FB” .
- [18] 春名眞一/獨協医科大学 耳鼻咽喉・頭頸部外科, “ESS における合併症対策,” 日本耳鼻咽喉科学会総会臨床セミナー, 2015.
- [19] N. K, “A Three-Dimensional Finite-Element Model of a Human Dry Skull for Bone-Conduction Hearing,” 2014 BioMed Research International.
- [20] スティーブ・パーカー, ザ・サイエンスヴィジュアル 16 巻 医学.
- [21] 瀬野悟史, “鼻副鼻腔内視鏡手術におけるナビゲーションシステムの比較,” 日耳鼻, 2005.

付録

A PVDF について

圧電素子の種類と特徴

圧電素子は、力もしくは変位を電圧に変換する素子のことである。圧電素子の構造は、圧電体を2枚の電極で挟んだ素子が基本である。圧電材料として代表的なものは、水晶 (SiO_2)、ニオブ酸リチウム (LiNbO_3)、チタン酸バリウム (BaTiO_3)、チタン酸鉛 (PbTiO_3)、チタン酸ジルコン酸鉛 ($\text{Pb}(\text{Zr-Ti})\text{O}_3$)、メタニオブ酸鉛 (PbNb_2O_6)、ポリフッ化ビニリデン ($-(\text{CH}_2\text{CF}_2)_n-$) が挙げられる。圧電素子の応用分野を大別すると、振動子とトランスデューサーに分けることができ、前者は、電気入力—機械—電気出力として用いるもので、セラミックレゾネーターやセラミックフィルター、超音波ディレイラインなどがある。後者のトランスデューサーは電気入力—機械出力の超音波機器、アクチュエーターと機械入力—電気出力のセンサ・ピックアップ、圧電着火素子などに分けることができる。

本研究で使用した圧電素子は、PVDF (PolyVinylidene DiFluoride) と呼ばれ、Fig. A.1 のような構造で、フッ素樹脂の長所である耐薬品性と、良好な機械的・熱的・電気的特性を併せ持っているポリマーである。パイプやシート、糸などに加工され使用されている。本研究では、PVDF をフィルムにし、電極ではさんだ PVDF フィルムを振動センサとして使用した。

PVDF の特性

PVDF を含むピエゾフィルムの特性は、0.001 Hz ~ 1 GHz に至る周波数特性を持ち、ダイナミックレンジは約 140 dB と広い。また医療用診断素子として最適な低音響インピーダンスであり、圧電性セラミックの 10 倍以上の高電圧出力で、高耐電圧性である。また素材の特性として、軽くて柔らかく、耐衝撃性など優れた機械的特性を持ち、コストパフォーマンスにも優れている。

本研究の計測では、東京センサ製の PVDF フィルムを (Fig. 3.1) を使用した。この PVDF フィルムは SDT1-028K と呼ばれ、フィルム部を折り返すことによりシールド効果を持つ。接続部は、プラスチックでモールドされ、他の PVDF フィルムよりも電気的ノイズの混入が少ない。

圧電効果

PVDF には、Fig. A.3 に示すように、圧力を加えて変形させることによって電気エネルギーを発生させる圧電効果と、逆に電気エネルギーを加えると変形する逆圧電効果の両方を

あわせ持つ．本研究では圧電効果を利用したデバイスを開発する．圧電効果としての周波数特性を Fig. A.4 に示す．低周波数以外は広い周波数帯に渡って一定の周波数特性を持っていることが分かる．また機械的圧力を電気に変換する値である圧電応力定数 g_{31} (10^{-3} Vm /N) が，PZT が 10，BaTiO₃ が 5 に対して，PVDF が 216 であり，様々な圧電素子の中でも圧電効果に優れている素子であるといえる．

計測原理

PVDF フィルムの振動の計測原理は，フィルムに振動が伝わるとひずみが生じ，圧電効果により電荷が発生する．つまり，生体に生じた皮膚表面上の振動を電気信号に変換することができる．PVDF で発生する物理量は電荷であるため，圧電性のセンサを用いて計測を行う場合，チャージアンプを用いて電圧に変換し，PC に信号として取り込む．チャージアンプとは，逆位相で無限大のゲインを持つ圧電増幅器の入出力間にコンデンサを入れたものをいう．入力部は増幅器によって常にゼロ電位に保つようにコントロールされており，入力に電荷を与えると， $\frac{\text{入力電化}}{\text{コンデンサ容量}} = \text{出力電圧}$ が得られ，コンデンサ容量が一定なら出力電圧は入力電荷に比例する．このようにして，電荷を電圧に変換する． [16]

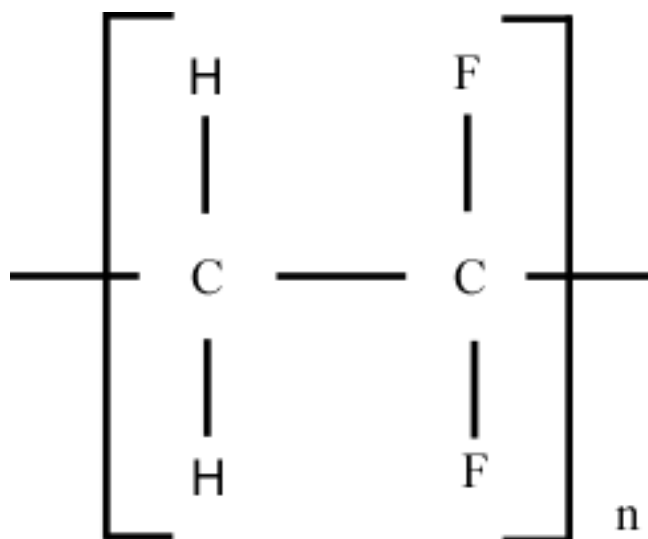
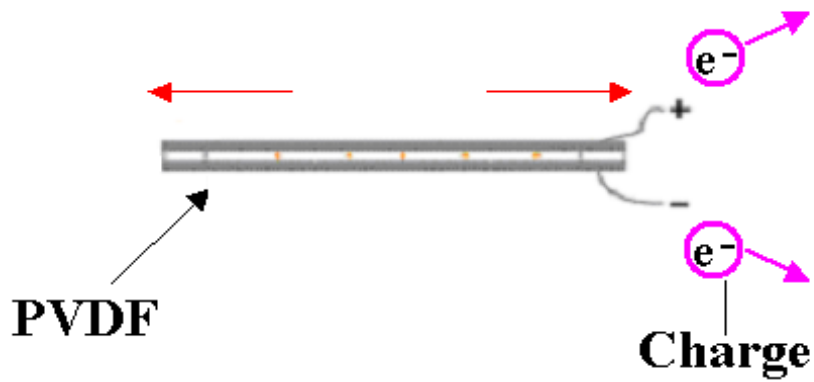


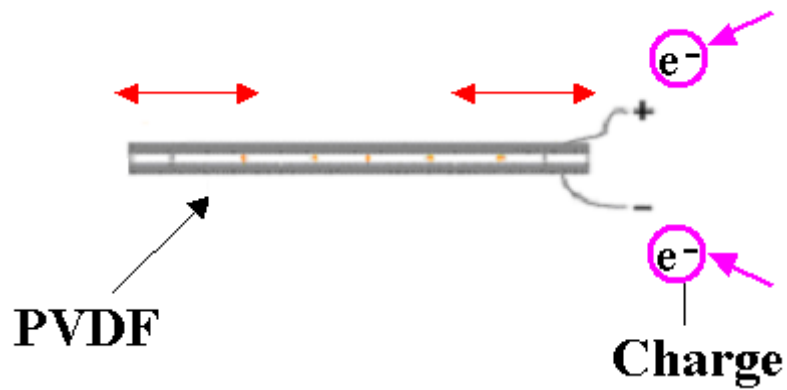
Fig. A. 1 Chemical formulae of the PVDF



(a) Structure of PVDF film.



(b) Piezoelectric effect



(c) Inverse piezoelectric effect

Fig. A. 2 Piezoelectric property of PVDF

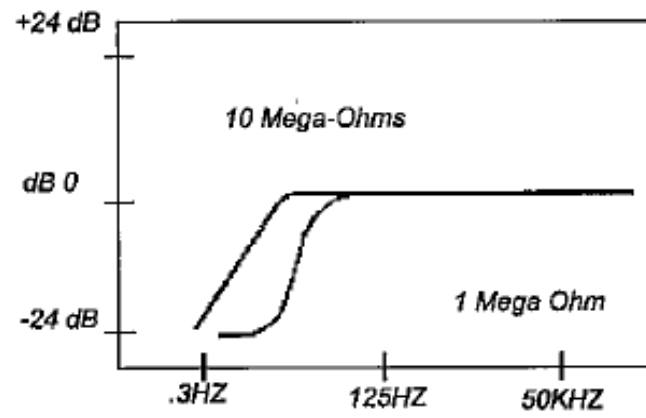


Fig. A. 3 Frequency response of piezoelectric effect

発表学会

1. 黒田 亨太, 李 信英, 伊藤 伸, 池田 勝久, 小池 卓二

“副鼻腔炎内視鏡手術中における危険度検知法の検討”

日本機械学会 2017 年度年次大会

2. Kota Kuroda, Takuji Koike, Shin Ito

“Examination of a method for risk detection in endoscopic sinus surgery”

The 4rd Annual Meeting of the Society for Bioacoustics

謝辞

本研究を終えるにあたり，終始懇切丁寧な御指導を賜りました機械知能システム学専攻・小池卓二教授に，深く感謝の意を表しますと共に，厚く御礼申し上げます．

本研究のデータを取得するにあたり，手術を行ってくださった順天堂大学耳鼻咽喉科学教室の池田勝久教授，伊藤伸准教授を始め，実験の協力していただいた皆様方に，深く感謝の意を表します．

さらに，研究や論文執筆にあたる日本語での様々な助言をいただいた修士2年生の同期や修士1年生の方々に深く感謝の意を表します．

また，学部生にも深く感謝します．